

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-139833

(P2000-139833A)

(43)公開日 平成12年5月23日(2000.5.23)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 1/04	3 7 2 3 6 2	A 6 1 B 1/04	3 7 2 3 6 2 A
G 0 2 B 23/24		G 0 2 B 23/24	B
H 0 4 N 5/225		H 0 4 N 5/225	C
5/335		5/335	Q
			5 C 0 4 0 4 C 0 6 1 5 C 0 2 2 5 C 0 2 4 5 C 0 5 4

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 17 頁) 最終頁に続く

(21)出願番号 特願平10-313637

(22)出願日 平成10年11月4日(1998.11.4)

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 鈴木 達彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 丹羽 寿雄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

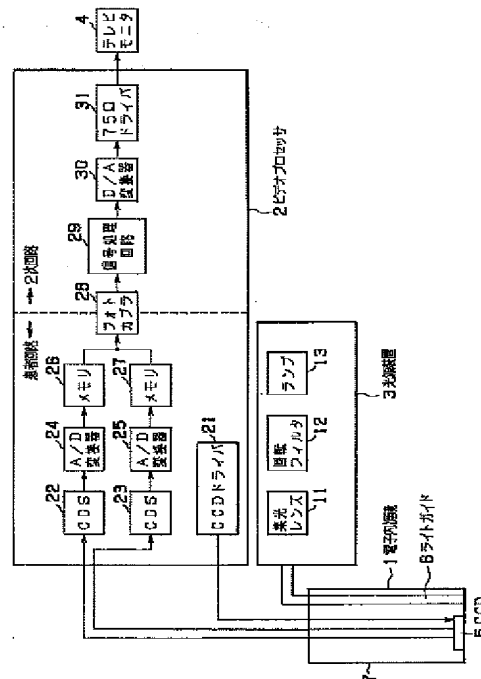
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57)【要約】

【課題】患者回路と2次回路との間のアイソレーション素子を低減すると共に、アイソレーション素子の使用周波数を低下させる。

【解決手段】CCD5からの2チャンネルの映像信号はCDS22, 23からA/D変換器24, 25を介してメモリ26, 27に与えられる。メモリ26, 27は記憶した各チャンネルの映像信号を交互に出力する。こうして、メモリ26, 27に記憶された2チャンネルの映像信号は時分割多重され、1系統のフォトカプラ28を介して2次回路に供給される。こうして、アイソレーション素子の数が削減される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 露光期間において固体撮像素子に光学像に基づく電荷を蓄積させ、遮光期間に蓄積された電荷を複数チャンネルで読出して映像信号として出力させる駆動手段と、

患者回路内に設けられ前記固体撮像素子からの複数チャンネルの映像信号を夫々保持する複数の記憶手段と、前記複数の記憶手段からの読出しを前記露光期間及び遮光期間に行うことにより、前記複数チャンネルの映像信号を時分割多重するか又は周波数変換して、前記患者回路と電気的に絶縁された 2 次回路に出力させる読み出し手段とを具備したことを特徴とする電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、複数の転送路を有する固体撮像素子を備えたものに好適な電子内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、内視鏡は医療分野における診断や処置器具を用いた治療等に広く用いられるようになった。電荷結合素子（CCD）等の撮像素子を内視鏡先端に設け、体腔内を赤、緑、青の 3 色光で順次照明して体腔内の画像をカラー撮像する面順次方式の電子内視鏡装置も各種用いられている。

【0003】医療用内視鏡の場合には、患者の体内に挿入される回路部（患者回路）と、テレビモニタ等の周辺機器に接続される回路部（2 次回路）とは、安全性を確保するために電気的に絶縁されなければならない。このため、患者回路と 2 次回路の間の信号伝送はフォトカプラやパルストランス等のアイソレーション素子を介して行うようになっている。このように、撮像手段からの信号を患者回路で A/D 変換し、このデジタル信号をアイソレーション処理して 2 次回路に伝送する手段を備えた電子内視鏡装置が特開昭 63-318927 号公報にて開示されている。

【0004】最近、CCD の高解像度化の要求が高い。このため駆動周波数の高速化が図られている。また、高画質化の要求から、多ビット化されてきており、アイソレーション素子の高速化及び個数増加等が図られている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】このように、上述した従来の電子内視鏡装置においては、高画質化の要求から患者回路と 2 次回路との間のアイソレーション素子の高速化及び個数の増加が必要であるという問題点があった。

【0006】本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであって、患者回路と 2 次回路との間のアイソレーション素子を低減すると共に、アイソレーション素子の使用周波数を低下させることにより、コスト及び消費電流

を削減することができる電子内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明に係る電子内視鏡装置は、露光期間において固体撮像素子に光学像に基づく電荷を蓄積させ、遮光期間に蓄積された電荷を複数チャンネルで読出して映像信号として出力させる駆動手段と、患者回路内に設けられ前記固体撮像素子からの複数チャンネルの映像信号を夫々保持する複数の記憶手段と、前記複数の記憶手段からの読出しを前記露光期間及び遮光期間に行うことにより、前記複数チャンネルの映像信号を時分割多重するか又は周波数変換して、前記患者回路と電気的に絶縁された 2 次回路に出力させる読み出し手段とを具備したものである。

【0008】本発明において、駆動手段は、露光期間に蓄積された電荷を、遮光期間において、複数チャンネルで読出して映像信号として出力する。これらの複数チャンネルの映像信号は、複数の記憶手段に夫々記憶される。読み出し手段は、露光期間及び遮光期間において、複数の記憶手段からの読出しを行い、複数チャンネルの映像信号を時分割多重するか又は周波数変換する。時分割多重することによって、複数チャンネルの映像信号を 1 チャンネルの映像信号にまとめられる。また、周波数変換することにより、複数チャンネルの映像信号のレートが下げられる。読出された映像信号は 2 次回路に出力される。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図 1 乃至図 3 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は本発明に係る電子内視鏡装置の一実施の形態を示すブロック図である。また、図 2 は CCD からの読出しを示す説明図であり、図 3 は第 1 の実施の形態の動作を説明するためのフローチャートである。

【0010】本実施の形態は、赤、緑、青の 3 色光で順次照明して遮光期間に電荷を 2 チャンネルで転送する面順次方式の電子内視鏡装置において、患者回路内に設けられたメモリにて 2 チャンネルの信号を 1 チャンネルに時分割多重して 2 次回路に伝送することにより、フォトカプラの個数を低減するようにしたものである。

【0011】図 1 に示すように、電子内視鏡装置は電子内視鏡 1 と、ビデオプロセッサ 2 と、光源装置 3 と、テレビモニタ 4 とによって構成される。電子内視鏡 1 は、可撓性を有する細長の挿入部 7 を有し、挿入部 7 の先端側には固体撮像素子としての CCD 5 が内蔵されている。挿入部 7 には光源装置 3 からの照明光を導くためのライトガイド 6 も設けられている。

【0012】光源装置 3 は集光レンズ 11、回転フィルタ 12 及びランプ 13 によって構成される。ランプ 13 から照射された光は、赤、緑、青の色透過フィルタが取り付けてある回転フィルタ 12 を通過し、集光レンズ 1

1によって集光されてライトガイド6に導かれる。ライトガイド6は入射した光を電子内視鏡1の先端まで伝送して、赤、緑、青の各波長の光を順次図示しない被写体に向けて照射するようになっている。

【0013】ビデオプロセッサ2のCCDドライバ21はCCD5を駆動するための駆動信号を出力する。この駆動信号は挿入部7に設けた信号線を介してCCD5に供給される。これにより、CCD5は被写体からの光学像を光電変換し、映像信号を挿入部7内の信号線を介してビデオプロセッサ2のCDS（相関2重サンプリング回路）22、23に供給するようになっている。

【0014】即ち、CCD5は、被写体からの光が各画素に入射し、各画素に入射光量に応じた電荷を蓄積し、CCDドライバ21からの駆動信号によって、蓄積した電荷を映像信号として出力するようになっている。CCD5は、2チャンネル読み出しが可能である。図2はCCD5からのデータ転送を示している。

【0015】CCD5は、図2に示すように、受光部側35と2チャンネルの出力レジスタ36、37とを有している。受光部側35において入射光量に応じて蓄積した電荷を2ラインに対応する出力レジスタ36、37に転送して出力するようになっている。CCD5からのAチャンネル及びBチャンネルの出力は夫々ビデオプロセッサ2のCDS22、23に供給される。

【0016】本実施の形態においては、CCD5は、CCDドライバ21に制御されて、遮光期間に電荷を転送するようになっている。

【0017】CDS22、23は、夫々、CCD5からのA、Bチャンネルの読み出し信号をダブルサンプリングしてホールドした後、A/D変換器24、25に出力する。CDS22、23によって、CCD5の出力信号に含まれる1/fノイズ及びリセットノイズが除去されて、S/N比を改善した信号が得られる。

【0018】A/D変換器24、25は、入力された信号をデジタル信号に変換する。本実施の形態においては、A/D変換器24、25の出力はメモリ26、27に供給されるようになっている。メモリ26、27は、図示しないメモリコントローラによって制御されて、A/D変換器24、25の出力を保持すると共に、時分割でフォトカプラ28に出力するようになっている。即ち、患者回路は、A、Bチャンネルの2系統の回路によって構成しているのに対し、メモリ26、27からの読出しを時分割で行うことによって、フォトカプラ28以降の回路は1系統で構成可能にしている。

【0019】フォトカプラ28はメモリ26、27からのA、Bチャンネルの信号を信号処理回路29に供給する。信号処理回路29は、入力された映像信号に対してホワイトバランス処理、ガンマ変換処理、輪郭強調処理及びRGB同時化処理等の所定の信号処理を施した後、D/A変換器30に出力する。

【0020】D/A変換器30は入力されたデジタルの映像信号をアナログ信号に戻した後、75Ωドライバ31に出力する。75Ωドライバ31は、アナログの映像信号をテレビモニタ4に供給する。テレビモニタ4は、入力された映像信号に基づく画像表示を行うようになっている。

【0021】次に、このように構成された実施の形態の動作について図3のタイミングチャートを参照して説明する。図3(a)はメモリ26の入力を示し、図3

(b)はメモリ27の入力を示し、図3(c)はフォトカプラ28の入力を示している。また、図3(d)乃至(f)は夫々図3(a)乃至(c)の時間軸を拡大して示したものである。

【0022】電子内視鏡1の挿入部7を図示しない体腔内に挿入し、ライトガイド6によって光源装置3からの照明光を体腔内に導いて、被写体を照明する。光源装置3は、例えば、回転フィルタを3フィールド周期で1回転させて、フィールド周期(1/60秒)でR(赤)、G(緑)、B(青)の照明光を射出する。

【0023】被写体からの反射光は挿入部7の先端に設けたCCD5の受光部に入射されて、光学像が形成される。CCD5はビデオプロセッサ2のCCDドライバ21に制御されて、被写体の光学像を面順次に取込んで光電変換する。即ち、CCD5はR照明光が照射されている期間(Rフィールド)のうちの後半の期間(露光期間)に露光を行い、次のフィールドの前半(遮光期間)に蓄積された電荷を出力レジスタ36、37から2チャンネルで出力する。また、同様に、CCD5は、G、B照明光が照射されている期間(R、Bフィールド)のうちの後半の期間(露光期間)に露光を行い、次のフィールドの前半(遮光期間)に蓄積された電荷を出力レジスタ36、37から2チャンネルで出力する。

【0024】CCD5からの2チャンネルの映像信号はビデオプロセッサ2のCDS22、23に与えられて、Aチャンネル、Bチャンネル別々にダブルサンプリングホールドされる。CDS22、23の出力は夫々A/D変換器24、25によってデジタル信号に変換された後、メモリ26、27に供給される。図3(a)、(b)に示すように、メモリ26、27には各フィールドの前半の遮光期間において、A、Bチャンネルの映像信号が入力される。

【0025】本実施の形態においては、これらのA、Bチャンネルの映像信号は、図3(c)に示すように、各フィールドの遮光期間及び露光期間において、フォトカプラ28に供給されるようになっている。

【0026】いま、図3(d)、(e)に示すように、遮光期間において、メモリ26にAチャンネルのデジタル映像信号A1、A2、…が順次入力され、メモリ27にBチャンネルのデジタル映像信号B1、B2、…が順次入力されるものとする。メモリ26、27は、フォト

カプラ28に対して、所定のデータ単位でA、Bチャンネルの映像信号を交互に出力する。

【0027】図3(f)に示すように、フォトカプラ28にはA、B2チャンネルの映像信号A1、B1、A2、B2、…が時分割多重されて順次入力される。フォトカプラ28は、メモリ26、27によって1系統に統合された映像信号を信号処理回路29に供給する。

【0028】フォトカプラ28を介して2次回路に伝送された映像信号は、信号処理回路29において、ホワイトバランス処理、ガンマ変換処理、輪郭強調処理及びRGB同時化処理等の所定の信号処理が施された後、D/A変換器30によって元のアナログ信号に戻される。D/A変換器30の出力は、75Ωドライバ31を介してテレビモニタ4に出力される。

【0029】このように、本実施の形態においては、CCD5は蓄積した電荷を遮光期間に転送してA、Bチャンネル用のメモリ26、27に記憶させ、遮光期間及び露光期間を利用してメモリ26、27から読出しを行うことにより、A、Bチャンネルの映像信号を1系統に時分割多重している。この多重伝送によって、フォトカプラの個数を減らすことを可能にしている。

【0030】図4及び図5は本発明の第2の実施の形態に係り、図4は第2の実施の形態を示すブロック図、図5は第2の実施の形態の動作を説明するためのタイミングチャートである。図4において図1と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0031】本実施の形態は、赤、緑、青の3色光で順次照明して遮光期間に電荷を2チャンネルで転送する面順次方式の電子内視鏡装置において、患者回路内に設けられたメモリにて2チャンネルの信号の周波数を変換して2次回路に伝送することによって、低速のフォトカプラを使用可能にしたものである。

【0032】本実施の形態はメモリ26、27に対する読み出し及び2系統のフォトカプラ41、42を設けた点が第1の実施の形態と異なる。メモリ26、27は、各フィールドの前半の遮光期間に夫々A、Bチャンネルの映像信号が書込まれるようになっている。本実施の形態においては、メモリ26、27からの読出しは、書き込みの1/2の速度で、各フィールドの遮光期間及び露光期間に行われるようになっている。フォトカプラ41、42は、夫々メモリ26、27からの映像信号を、信号処理回路29に供給するようになっている。

【0033】次に、このように構成された実施の形態の動作について図5を参照して説明する。図5(a)はメモリ26の入力を示し、図5(b)はメモリ27の入力を示し、図5(c)はフォトカプラ41の入力を示し、図5(d)はフォトカプラ42の入力を示している。また、図5(e)乃至(h)は夫々図5(a)乃至(d)の時間軸を拡大して示したものである。

【0034】CCD5の駆動方法は第1の実施の形態と

同様であり、CCD5からはA、B2チャンネルの映像信号が同時に出力される。これらのA、Bチャンネルの映像信号は夫々CDS22、23に供給されて、別々に相関2重サンプリングが行われる。CDS22、23からの映像信号はA/D変換器24、25によってデジタル信号に変換された後、図5(a)、(b)に示すように、各フィールドの前半の遮光期間において、メモリ26、27に書込まれる。

【0035】本実施の形態においても、メモリ26、27からの読み出しは各フィールドの遮光期間及び露光期間に行われ、これらの期間を利用してフォトカプラ41、42に出力される。本実施の形態においては、メモリ26、27からのデータの読み出し速度が第1の実施の形態と異なる。

【0036】メモリ26、27は、図示しないメモリコントローラに制御されて、書き込みの1/2の速度で読出しを行うようになっている。図5に示すように、メモリ26、27に夫々A、Bチャンネルの映像信号A1、A2、…及びB1、B2、…が夫々書込まれるものとする。映像信号A1、A2、…、B1、B2、…のデータ量は相互に等しく、各映像信号の書き込み時間は、図5の時間軸から明らかなように一定である。読み出し速度が書き込み速度の1/2であるので、図5(e)乃至(h)に示すように、各映像信号はA1、A2、…、B1、B2、…は、夫々書き込みの2倍の時間で読出される。

【0037】こうして、メモリ26、27に書込まれた映像信号は、各フィールドの遮光期間及び露光期間を利用して、読出されてフォトカプラ41、42に供給される。フォトカプラ41、42は入力されたA、Bチャンネルの映像信号を信号処理回路29に出力する。フォトカプラ41、42に入力される映像信号の伝送レートは、第1の実施の形態の1/2であり、低速のフォトカプラを使用可能である。

【0038】他の作用は第1の実施の形態と同様である。

【0039】このように、本実施の形態においては、A、Bチャンネルの映像信号を夫々メモリ26、27に書き込み、読み出し速度を書き込み速度よりも遅くして周波数変換を行うことにより、低速のフォトカプラの使用を可能にしている。これにより、コストを削減することが可能である。

【0040】ところで、CCD5として、複数の出力レジスタを備えて、複数ラインの信号電荷を同時に読出す多チャンネル読み出し型を採用することにより、高画素のCCDを用いる場合でも、駆動周波数を比較的低下させることを可能にしている。しかしながら、CCDからビデオプロセッサまでのケーブル長が比較的長く、ケーブルのばらつき等によって各チャンネルの信号にばらつきが生じる。また、CCD単体でも、チャンネル毎に設けたFD

A（フローティングディフュージョンアンプ）にばらつきがある。

【0041】このような、チャンネル間のばらつきは、テレビモニタ上では縦縞となって表れるので、これらのばらつきをビデオプロセッサ内で補正するようになっている。

【0042】本件出願人は先に出願した特願平9-91056号明細書において、2線読み出しCCDを備えた内視鏡を接続可能なものにおいて、ホワイトバランス補正を行うと同時に、チャンネル間のレベル差係数を求め、チャンネル間のレベル差補正を行う電子内視鏡装置を提案している。

【0043】ホワイトバランスの補正は電子内視鏡の交換時に所定の条件の元で行う必要がある。しかし、術者が電子内視鏡の交換時に、ホワイトバランス補正を行うことを忘れてしまうこともある。この場合には、2チャンネル間のレベル差補正が適切に行われず、結果として画面上に縦縞になって現れ、画質劣化の原因となる。

【0044】図6はこのようなレベル差補正を容易にした電子内視鏡装置の変形例を示すブロック図である。

【0045】図6の電子内視鏡装置においては、チャンネル間のレベル差補正のための情報を記憶するメモリを電子内視鏡内に備えることにより、容易にレベル差補正を行えるようにしている。

【0046】図6において、電子内視鏡51は、データROM52を有する点が図1の電子内視鏡1と異なる。なお、ライトガイド等については図示を省略している。電子内視鏡51のCCD5からのA、B2チャンネルの映像信号はビデオプロセッサ53に供給される。

【0047】データROM52は、CCD5からのA、B2チャンネルの映像信号のレベル差補正を行うための情報を保持するようになっている。例えば、データROM52には、チャンネル間のばらつきデータ及びケーブルの補正データ等が格納されている。

【0048】ビデオプロセッサ53は、図1のCCDドライバ21と同様の構成の図示しないCCDドライバを有している。CDS22、23は図1のCDS22、23と同様の構成であり、夫々入力されたA、Bチャンネルの映像信号を相関2重サンプリングしてGCA（ゲインコントロールアンプ）54、55に出力する。

【0049】GCA54、55は、CPU60に制御されて、夫々入力されたA、Bチャンネルの映像信号の利得を制御してWB補正回路56、57に出力するようになっている。WB補正回路56、57はCPU60に制御されて、夫々入力されたA、Bチャンネルの映像信号のホワイトバランスを補正した後合成回路58に出力する。

【0050】合成回路58は入力された2チャンネルの映像信号を合成して1系統の映像信号に変換した後、信号処理回路59に出力する。信号処理回路59は入力された映像信号に、ガンマ変換処理、輪郭強調処理、クラン

プ処理及び75Ωドライバ処理等の所定の信号処理を施した後、テレビモニタ4に出力するようになっている。テレビモニタ4は、入力された映像信号に基づく画像を表示するようになっている。

【0051】CPU60は、電子内視鏡51内に設けたデータROM52に格納された情報を読み出して、この情報に基づいてGCA54、55及びWB補正回路56、57を制御することにより、ホワイトバランス補正及び2チャンネル間のレベル差補正を行うことができるようになっている。

【0052】このように構成された変形例においては、図示しない光源装置から出射された光は、電子内視鏡51内の図示しないライトガイドに導かれて、電子内視鏡51先端から被写体に照射される。CCD5は図示しないCCDドライバにより駆動され、光学像に対応した電気信号を出力する。この場合には、第1の実施の形態と同様に、CCD5は、2ラインの蓄積電荷をAチャンネル出力及びBチャンネル出力としてビデオプロセッサ53に出力する。

【0053】CCD5からのA、Bチャンネルの映像信号はCDS回路22、23において相関二重サンプリングされる。更に、これらのA、B2チャンネルの映像信号は、GCA54、55においてゲイン調整され、WB補正回路56、57においてホワイトバランス補正されて、合成回路58に供給される。

【0054】本実施の形態においては、これらのゲイン調整及びホワイトバランス補正は、CPU60がデータROM52の情報を读出することによって行うようになっている。データROM52に格納するばらつき補正データとしては、チャンネル間の信号比、例えば（Bチャンネル信号レベル/Aチャンネル信号レベル）が用いられる。

【0055】電子内視鏡51がビデオプロセッサ2に接続されると、データROM52に格納された補正データは、ビデオプロセッサ53内のCPU60に転送され、データに応じてCPU60がGCA54、55及びWB補正回路56、57を制御して、AチャンネルとBチャンネルのばらつきを補正する。

【0056】ばらつき補正された映像信号は合成回路58に供給されて、1系統の映像信号に合成されて信号処理回路59に供給される。信号処理回路59は、入力された映像信号に対して、ガンマ変換処理、輪郭強調処理、クランプ処理及び75Ωドライバ処理等の信号処理を施した後テレビモニタ4に供給して、内視鏡像を映出させる。

【0057】このように、本実施の形態においては、電子内視鏡内にデータROMを設けて、ばらつき補正のためのデータを格納し、CPU60によって読み出してゲイン調整及びホワイトバランス補正を行うようになっており、確実に、チャンネル間のばらつきが補正された縦縞のない内視鏡画像を得ることができる。

【0058】なお、補正データは、ある基準値を定め、基準値に対する補正值にしてもよい。例えば、(Aチャンネル信号レベル/基準値)、(Bチャンネル信号レベル/基準値)を補正データとして格納しておいてもよい。この場合には、基準レベルに対する補正值がCPUに送られてばらつき補正が行われるので、全ての接続される電子内視鏡で明るさを含めたチャンネル間のばらつき補正が可能となる。

【0059】ところで、図1及び図6等の信号処理回路29、59においては、静止画像の取り込み処理も可能である。しかし、所定時間前後で入力された入力画像の一致、不一致によって、静止画像であるか動画であるかの判定結果に基づいて、静止画像を取込んだだけでは、動画を誤って静止画と判断することもあり、また、時間的に古い静止画を出力する可能性もある。

【0060】図7乃至図10はこのような不具合に対処した電子内視鏡装置に係り、図7は電子内視鏡装置を示すブロック図、図8は図7中の表示制御回路内の画像フリーズ処理装置の構成を示すブロック図、図9はその動作を説明するためのフローチャート、図10は画像フリーズ処理装置の他の例を示すブロック図である。

【0061】図7において、電子内視鏡61の挿入部62の先端には対物レンズ63の結像位置に、CCDによって構成された固体撮像素子64が配置されている。挿入部62内には被写体に照明光を照射するための照明用ライトガイド65も設けられている。

【0062】照明用ライトガイド65には、光源部66内に配置された光源ランプ67から、図示されていないモータによって定速度で回転駆動される回転RGBフィルタ68を通過した照明光が導かれる。

【0063】映像信号処理部69は、面順次方式の撮像を行うためのものである。映像信号処理部69内のプリプロセス回路70及びCCD駆動回路75は、コネクタ77を介して挿入部62内の固体撮像素子64に接続されている。

【0064】コントロール信号発生回路76は、各回路を制御するタイミング信号を発生して各回路部に供給する。CCD駆動回路75は、コントロール信号発生回路76からの信号により固体撮像素子64を駆動するための駆動信号を発生させる。

【0065】固体撮像素子64は、CCD駆動回路75によって駆動されて、被写体からの光学像を光電変換して、映像信号データを出力するようになっている。この映像データは、プリプロセス回路70に入力されて、増幅及び波形整形等の所定の処理が施された後、A/D変換器71でデジタル化される。

【0066】A/D変換器71からの映像信号は同時化制御回路72に供給される。同時化制御回路72は、面順次信号の同時化処理を行った後、表示制御回路73に出力する。表示制御回路73は図8に示す画像フリーズ

処理装置を有しており、入力された映像信号に画像フリーズ処理を含む所定の表示処理を施してD/A変換器74に出力するようになっている。

【0067】図8は表示制御回路73の具体的な構成を示している。

【0068】図8において、遅延メモリ81は、同時化制御回路72からの入力映像信号を所定期間遅延させて静止画メモリ82、83に供給する。動き検出回路84は順次入力される映像信号の動きを検出し、被写体の動き量を示す動き検出信号を最小値検出回路85に出力する。

【0069】最小値検出期間指示回路86は、所定の最小値検出期間を指示するための指示信号を最小値検出回路85に出力している。最小値検出回路85は、最小値検出期間指示回路86によって最小値検出期間が指示され、最小値検出期間において動き検出回路111からの動き量の最小値を検出する。最小値検出回路85は、最小値検出期間の開始時及び最小値が検出された時点において、メモリ制御回路87に検出信号を出力する。なお、最小値検出期間指示回路86は、静止画メモリ82、83用の最小値検出期間として相互に異なる期間を指定するようになっている。

【0070】メモリ制御回路87は、最小値検出回路85からの検出信号が入力されると、静止画メモリ82、静止画メモリ83に対する遅延メモリ81からの入力映像信号の書き込み動作を制御する。即ち、静止画メモリ82、83には夫々最小値検出期間の開始時及び最小値の検出時に遅延メモリ81からの入力映像信号が書込まれるようになっている。

【0071】フリーズ指示回路88はユーザー操作に基づくフリーズ指示信号をメモリ制御回路87に供給するようになっている。メモリ制御回路87は、フリーズ指示信号が入力されると、静止画メモリ82及び静止画メモリ83に書き込まれている映像信号のうち、動き量が少ない方の映像信号を読み出して出力させるように、静止画メモリ82、83の読出しを制御するようになっている。

【0072】静止画メモリ82、83からの映像信号は、図7のD/A変換器74に供給される。D/A変換器74は入力されたデジタル信号をアナログ信号に変換して、コネクタ78を介してテレビモニタ4に供給するようになっている。テレビモニタ4は、入力された映像信号に基づく被写体像を表示するようになっている。

【0073】次に、このように構成された電子内視鏡装置の動作について図9を参照して説明する。図9(a)は同時化出力映像信号を示し、図9(b)は遅延メモリ出力映像信号を示している。図9(c)乃至(e)は静止画メモリ82に対するもので、夫々最小値検出期間信号、メモリ更新信号及びメモリ内画像信号を示している。また、図9(f)乃至(h)は静止画メモリ83に

対するもので、夫々最小値検出期間信号、メモリ更新信号及びメモリ内画像信号を示している。図9において、A乃至E及び数字の組み合わせによって画像信号を示している。A乃至Eは動き量の大きさを示し、A、B、C、…の順で、順次動き量が大きくなることを示している。また、数字は入力順に付した番号である。

【0074】固体撮像素子64からの画像信号はプリプロセス回路70に供給されて、増幅及び波形整形等の所定の処理が施される。プリプロセス回路70の出力は、A/D変換器71によってデジタル化された後、同時

10 制御回路72において同時化されて表示制御回路73に入力される。

【0075】表示制御回路73内の画像フリーズ処理装置の遅延メモリ81は、入力された画像信号を1フィールド期間又は1フレーム期間だけ遅延させる。遅延量は、被写体の動き量を検出する1画像信号(1フィールドもしくは1フレーム)期間である。これは、動き量を検出後、メモリ制御回路87から図9(d)、(g)に示すメモリ更新信号により、静止画メモリ82、83を制御するため、更新されるべき画像信号からのメモリ更新

20 信号の遅れを補正するものである。

【0076】入力される画像信号は順次動き検出回路84に供給され、被写体の動きの動き量を検出される。例えば、動き検出回路84は、各原色信号の相互相関に基づいて被写体の動き量を検出する。例えば、1フィールドの任意の2つの原色信号の画素の差を算出し、それぞれの差の絶対値の累積値を動き量として検出する。動き検出信号は最小値検出回路85に供給される。

【0077】最小値検出期間指示回路86は、ある定められた最小値検出期間を指示する指示信号を最小値検出回路85に出力する。この場合には、最小値検出期間指示回路86は、静止画メモリ82、83用として相互に異なる最小値検出期間を示す最小値検出期間信号を発生する。

【0078】最小値検出回路85は、指示された最小値検出期間において、動き検出回路84からの各動き量の最小値を検出して、最小値の検出時、及び最小値検出期間の開始時に、メモリ制御回路87に検出信号を出力する。メモリ制御回路87は、最小値検出回路85からの検出信号が入力されると、メモリ更新信号を静止画メモリ82、83に供給して、遅延メモリ81からの入力画像信号を静止画メモリ82、83に書き込む。

【0079】図9(c)、(d)、(f)、(g)に示すように、メモリ更新信号は、最小値検出期間の開始時及び最小値検出時に発生する。これにより、最小値検出期間内で動き量が最小の画像信号が検出される度に、静止画メモリ82、83への書き込みが行われる。

【0080】被写体の動き量の最小値を検出する期間が異なるので、各静止画メモリ82、83には、図9

(e)、(h)に示すように、異なる画像信号が書き込

まれることになる。

【0081】フリーズ指示回路88によって、フリーズ指示信号がメモリ制御回路87に入力されると、静止画メモリ82、83に書き込まれている画像信号のうち、動き量が少ない方の画像信号が出力される。

【0082】例えば、図9の▼印で示すタイミングで操作者がフリーズ指示を行うと、静止画メモリ82、83への書き込み制御は行われなくなり、その時静止画メモリ82、83内に書き込まれているメモリ内画像信号C7、A4のうち、動き量が小さいメモリ内画像信号A4が画像メモリ83から読出されて出力される。

【0083】このように、図8の例では、所定の最小値検出期間内において動き量の最小値を検出し、最小値検出期間開始時及び最小値検出時に画像を記憶するようになっており、フリーズ実行近傍の最も色ずれが少ない静止画像を、時間的遅れなく出力することができる。

【0084】また、画像フリーズ処理装置としては図10の構成も考えられる。図10において図8と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0085】図10の構成は出力画像切替回路89を付加した点が図8の構成と異なる。出力画像切替回路89は、メモリ制御回路87に切替信号を出力して、いずれの静止画メモリ82、83から読出しを行うかを制御するようになっている。

【0086】これにより、被写体の動き量が最小の画像信号を出力するか、又は、フリーズ実行近傍の画像信号を出力するか等を切替えることが可能となる。

【0087】このように構成された電子内視鏡装置においては、メモリ制御回路87は、最小値検出結果だけでなく、出力画像切替回路89からの切替信号によっても静止画メモリ82、83からの読出しを制御する。即ち、フリーズ指示回路88によって、フリーズ指示信号がメモリ制御回路87に供給されると、メモリ制御回路87は、先ず出力画像切替回路89からの切替信号に基づいて、静止画メモリ82、83に書き込まれている画像信号のうちの一方を読出して出力する。

【0088】即ち、出力画像切替回路89の切替信号によって、動き量が少ない画像信号を出力させるか、又はフリーズ実行近傍の画像信号を出力させるか等を切替制御する。

【0089】例えば、図9(a)に示す▼印のタイミングで、操作者がフリーズ指示を行うものとする。そうすると、静止画メモリに対する書き込み制御は行われなくなり、その時、静止画メモリ82、静止画メモリ83内に書き込まれているメモリ内画像信号C7、A4のうち切替信号によって指定された画像信号が出力される。つまり、切替信号によって、色ずれが少ない画像信号を出力することが指示された場合には、メモリ内画像信号A4を読出して出力し、フリーズ実行近傍の画像信号を出力することが指示された場合には、メモリ内画像信号C

7 を読出して出力する。

【0090】もちろん、フリーズ指示命令を解除するまで、何度でも静止画出力を切り替えることができる。

【0091】このように、図10の例では、図8の例と同様の効果が得られると共に、操作者が希望する静止画像を選択して出力することができる。

【0092】なお、図8及び図10に示す構成は、画像信号がNTSC方式、PAL方式のいずれであっても、適用可能であることは明らかである。

【0093】ところで、面順次式の撮像装置においては、色情報のサンプリングタイムの相違によって発生する色再現性の不良である色ズレが生じることがある。

【0094】図11乃至図15は動画におけるこのような色ズレを軽減するための構成を示している。図11は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図12は図11中の同時化回路の具体的な構成を示すブロック図、図13は図12のメモリの動作を説明するためのタイミングチャート、図14及び図15は動作を説明するための図表である。図11において図8と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。

【0095】図11の電子内視鏡装置は、映像信号処理部101を有している。映像信号処理部101は拡大／縮小回路102及び同時化回路103の構成が図7の映像信号処理部69と異なる。

【0096】A/D変換器71からのデジタルの映像信号は拡大／縮小回路102に供給される。拡大／縮小回路102は、入力された映像信号に対して拡大／縮小処理を施して同時化回路103に出力する。同時化回路103は、入力された映像信号をRGB信号に同時化する。

【0097】図12は同時化回路103の具体的な構成を示している。図12において、拡大／縮小回路102からの映像信号はRメモリ112、Gメモリ113、Bメモリ114、遅延メモリ115及び遅延メモリ116に供給される。R、G、Bメモリ112乃至114は夫々入力された面順次の映像信号をR、G、Bの色別に保持して、同時に出力するようになっている。

【0098】色ズレ軽減回路98の遅延メモリ115は、入力された面順次映像信号を1フィールド期間遅延させて出力し、遅延メモリ116は入力された面順次映像信号を4フィールド期間遅延させて出力する。遅延メモリ115、116の出力は減算器94に供給される。減算器94は3フィールド期間前後の面順次映像信号の差分を求めて乗算器95乃至97に出力する。乗算器95乃至97には夫々係数が与えられ、乗算器95乃至97は、これらの係数と減算器94の出力とを乗算して、加算器91乃至93に出力するようになっている。加算器91乃至93は、夫々、R、G、Bメモリ112乃至114の出力と乗算器95乃至97の出力とを加算して表示制御回路73に出力するようになっている。

【0099】このように構成された同時化回路においては、拡大／縮小回路102から出力された面順次の映像信号が、R、G、B信号に同時化させるためのメモリ112乃至114に入力される。この場合には、面順次の各R、G、B信号は、別々にRメモリ112、Gメモリ113、Bメモリ114に書き込まれる。メモリ112乃至114からは各色別の映像信号が同時化されて出力される。

【0100】一方、拡大／縮小回路102からの面順次信号は色ズレを軽減させるための色ズレ軽減回路98の遅延メモリ115によって1フィールド期間遅延される。同様に、面順次信号は遅延メモリ116によって4フィールド期間遅延される。遅延メモリ115、116の出力は減算器94に与えられ、3フィールド期間前後の同一色の面順次信号同士の差分、即ち、各色毎の動き量が求められる。この差分は、乗算器95乃至97において、RGB各フィールド単位で異なる特定の係数が乗算される。

【0101】図14はこの係数を示している。減算器94から赤色の差分が出力されるタイミングでは、乗算器95乃至97は、夫々係数0、d、fを乗算し、減算器94から緑色の差分が出力されるタイミングでは、乗算器95乃至97は、夫々係数a、0、eを乗算し、減算器94から青色の差分が出力されるタイミングでは、乗算器95乃至97は、夫々係数b、c、0を乗算する。

【0102】面順次で撮像された場合には、RGBの撮像画像は時系列的に異なり、各色のフィールドデータは3フィールド毎に更新される。つまり、3フィールドの間は各色は更新されないで、動きが速い被写体を撮像した場合には色ズレの現象が発生する。

【0103】そこで、色ズレ軽減回路98では、各色毎の動き量を毎フィールド求め、求めた他の色の動き量に係数を乗じることで、その色の動きに応じた輝度レベルを乗算器95乃至97によって得るようにしている。乗算器95乃至97の出力を同時化されたR、G、B信号に加算する。即ち、加算器91乃至93によって、R、G、Bメモリ112乃至114から同時化されて出力されたR、G、B信号に乗算器95乃至97の出力を加算して、色ズレ補正されたR、G、B信号を得ている。

【0104】次に、具体例について図13を参照して説明する。

【0105】拡大／縮小回路102から入力される画像データはR、G、Bの単色のフレーム（画像データ）であり、奇数フィールドと偶数フィールドの画像データが混在している。図示しないライト用チップセレクトコントローラにより、フィールド毎に R_n 、 G_n 、 B_n の画像データをその添え字nが小さい順に選択し、それをサイクリックに繰り返すことによって、R、G、Bの単色の面順次画像データをそれぞれR、G、Bのメモリバンクに振り分けてフレームメモリに書き込む。

【0106】一方、フレームメモリからの読み出しは、書き込みが行われた直後のフィールドから3フィールド連続してフィールドデータを読み出すように図示しないリード用チップセレクトコントローラによって制御される。この場合には、インターレース表示を考慮して、ビデオ同期信号のフィールド情報に一致したフィールドのデータを読み出す。

【0107】色ずれ軽減回路98は、メモリ115、116及び減算器94によって、面順次信号を1フィールド期間遅延させたデータと4フィールド期間遅延させたデータとの差を算出する。この場合において読み出すフィールドは、上記同様ビデオ同期信号のフィールド情報に一致したフィールドである。

【0108】これにより、R、G、Bの同じ色同士で、メモリ更新前後の動き量が各フィールド毎に抽出される。この動き量を各色成分の動き量に加算することにより、従来の3フィールド毎ではなく各フィールド毎にR、G、B信号を更新させることができる。

【0109】例えば、R信号について説明する。図13における第4フレームで面順次データのうち赤のフレームデータがRメモリ112に書き込まれる。第5フレームでは、遅延メモリ115、116の出力は夫々R1、R0となり、この差分 $\Delta = R1 - R0$ が減算器94から出力される。この場合の乗算係数は、図14に示すように、0であるので、Rメモリ出力の補正後のデータはR1のまま変化しない。

【0110】次に、第6フレームにおいて遅延メモリ115、116の差分は $\Delta = G1 - G0$ となる。この時の乗算係数はaであるので、Rメモリ112出力の補正後のデータは $(R1 + a\Delta)$ である。次に、第7フレームでは遅延メモリ115、116の差分は $\Delta = B1 - B0$ となる。この時の乗算係数はbであるので、Rメモリ112出力の補正後のデータは $R1 + b\Delta$ である。

【0111】このように、従来データが更新されないフィールドにおいても、他の更新された色の動き量を検出し、その動き量のみを加算することによりフィールド毎にデータを更新することができ、これにより色ずれを軽減させることができる。

【0112】なお、R信号について動作を説明したが、G、B信号でも同様である。

【0113】また、インターレース方式の表示方法を例にとって説明したが、ノンインターレース方式の表示方法にも同様に適用することができることは明らかである。

【0114】また、乗算器95乃至97に付与する係数として、図15に示す例も考えられる。即ち、動き量の種類と補正用乗算係数の関係とを図15の表に示すものを用いるのである。

【0115】図15は色ずれの動き量 Δ に対して乗算する係数をまとめたものである。この係数を乗算した値が

同時化メモリの出力に加算される。図15に示すように、例えば、Rの動き量 ΔR に対してBメモリ出力に加算する成分の乗算係数とBの動き量 ΔB に対してRメモリ出力に加算する成分の乗算係数とは、相互に逆数の関係にある。これは、R、G、Bの各色の撮像ゲインに対して他の色の撮像ゲインの比が一定であることを考慮したものである。

【0116】このような係数を用いることにより、乗算係数として検討するのは、R-G(係数:a)、R-B(係数:b)、G-B(係数:c)の3種類の組み合わせについてゲインの関係を決定すればよい。

【0117】〔付記〕

(1) 露光期間において固体撮像素子に光学像に基づく電荷を蓄積させ、遮光期間に蓄積された電荷を複数チャネルで読出して映像信号として出力させる駆動手段と、患者回路内に設けられ前記固体撮像素子からの複数チャネルの映像信号を夫々保持する複数の記憶手段と、前記複数の記憶手段からの読出しを前記露光期間及び遮光期間に行うことにより、前記複数チャネルの映像信号を時分割多重するか又は周波数変換して、前記患者回路と電気的に絶縁された2次回路に出力させる読み出し手段とを具備したことを特徴とする電子内視鏡装置。

【0118】(2) RGB回転フィルタにより被写体像に対し照明光の照射、遮光を行う光源装置と、遮光期間に固体撮像素子から映像信号を読み出す固体撮像素子の駆動回路と、前記映像信号を記憶する患者回路内のメモリ手段とを有し、前記メモリ手段で映像信号の周波数変換を行った後に2次回路に信号を伝送する電子内視鏡装置。

【0119】(3) 複数の水平転送路から読み出された映像信号を記憶する患者回路内の複数のメモリ手段と、前記複数のメモリ手段で周波数変換および時分割多重を行った後に2次回路に信号を伝送する電子内視鏡装置。

【0120】(4) 複数系統の水平転送路を持ち、複数系統の映像信号を出力する固体撮像素子を先端に有する電子内視鏡と、電子内視鏡が着脱可能で映像信号の信号処理を行う電子内視鏡装置において、電子内視鏡から出力される複数系統の映像信号のゲインをそれぞれ調整するゲイン調整手段を電子内視鏡装置内に有し、複数のゲイン調整手段のゲイン制御を行う情報を保持する記憶手段を電子内視鏡内に有することを特徴とする電子内視鏡装置。

【0121】(付記項4の背景)

(従来技術) 近年、内視鏡は医療分野における診断や処置具を用いた治療等に広く用いられるようになった。さらに電荷結合素子(CCD)等の撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も各種用いられている。

【0122】電子内視鏡装置は、前記電子内視鏡と、内視鏡に照明光を供給する光源装置と、前記撮像手段により被写体像の映像信号を得るビデオプロセッサと、この

ビデオプロセッサの映像信号を映し出すテレビモニタとから構成される。

【0123】最近では電子内視鏡の撮像手段として高画素のCCDが使用されるようになり駆動周波数が高くなったため、駆動条件が厳しくなっている。

【0124】そのため、CCDに複数の水平転送レジスタを持たせ、複数ラインの信号電荷を同時に読み出すことによって駆動周波数を低くしているものがある。この場合、同時に読み出された映像信号は前記ビデオプロセッサ内でチャンネル間のばらつき補正やフィルタ処理が行われ、復元される。

【0125】電子内視鏡では撮像手段であるCCDが内視鏡先端部にあるために、CCDを駆動するケーブルおよびCCDの出力信号を伝送するケーブルは長くなる。よって複数のチャンネルを持つCCDの場合、各チャンネル間のケーブルばらつきが問題となる。またCCD単体でも、チャンネルごとにFDA（フローティングディフュージョンアンプ）があり、ばらつきを持っている。チャンネル間のばらつきはテレビモニタ上では縦縞となって見えるため、これをビデオプロセッサ内で補正する処理が必要となる。

【0126】本出願人は特願平9-91056号において、2線読み出しCCDを備えた内視鏡が接続可能な電子内視鏡装置において、ホワイトバランス補正を行うと同時に、チャンネル間のレベル差係数を求め、チャンネル間のレベル差補正を行う電子内視鏡装置を提案している。

【0127】（発明が解決しようとする課題（目的））電子内視鏡の個体差（CCDのチャンネル間ばらつき、ケーブルのばらつき）によって生じる縦縞、あるいはゲインばらつきを補正し高画質の内視鏡画像を得ること。

【0128】（課題を解決するための手段及び作用）従来の電子内視鏡装置ではホワイトバランス補正を行う際に、内部が白色のホワイトバランス補正用筒の中に内視鏡の先端を挿入し、照明光量が適正のもとに操作スイッチ等によりホワイトバランス補正を行うようになっていた。

【0129】しかしながら、電子内視鏡の交換時にホワイトバランス補正を忘れたり、照明光量が不足しているなど不適切な条件でホワイトバランス補正を行つた場合はレベル差補正が適切に行われず、結果として画面上に縦縞になって現れるため、画質劣化の原因となっている。

【0130】本発明では、複数系統の水平転送路を持ち、複数系統の映像信号を出力するCCDを先端に有する電子内視鏡と、電子内視鏡が着脱可能で映像信号の信号処理を行う電子内視鏡装置において、複数のゲイン調整手段のゲイン制御を行う情報を保持する記憶手段を電子内視鏡内に有し、記憶手段からの情報に基づいて電子内視鏡装置内でゲイン補正を行うことにより、チャンネル間のばらつきを補正している。

【0131】（5）結像光学系により結像された被写体像を光電変換して画像信号を得る光電変換手段により、得られた入力画像信号を記憶する第1の画像記憶手段と、前記入力画像信号から被写体の動き量を検出する動き検出手段と、前記第1の画像記憶手段に静止画を記憶させる静止画指示信号を発する静止画指示手段とを備える画像フリーズ処理装置を具備した電子内視鏡装置において、前記第1の画像記憶手段と並列に接続される前記入力画像信号を記憶する第2の画像記憶手段と、前記動き検出手段から出力される動き量を、異なる所定時間内において動き量の最小値をそれぞれ検出して出力する最小値検出手段と、前記最小値検出手段に、前記それぞれの検出期間開始時に最小値リセットを指示する最小値検出期間指示手段と、前記最小値検出手段の出力に応じて、前記第1及び第2の画像記憶手段への前記入力画像信号の記憶動作を制御し、前記静止画指示手段からの静止画指示信号により起動されて、前記第1及び第2の画像記憶手段に記憶された前記入力画像信号において、被写体の動き量が少ない前記入力画像信号を記憶している画像記憶手段から静止画を出力制御する画像記憶／出力制御手段と、を備えたことを特徴とする電子内視鏡装置。

【0132】（6）前記第1及び第2の画像記憶手段にそれぞれ記憶されている画像信号のうち、どちらか一方を切替出力制御できる出力画像切替手段を備えたことを特徴とする付記項5に記載の電子内視鏡装置。

【0133】（付記項5、6の背景）

（従来技術）色ずれを軽減した電子内視鏡装置の従来技術として特公平8-13302号公報がある。

【0134】（発明が解決しようとする課題）特公平8-13302号公報の問題点は、色ずれの少ない静止画像を記憶手段に記憶させる過程において、入力画像と、ある所定時間遅延させた入力画像との一致、不一致により静止画、動画と判定し、静止画と判定された画像を記憶手段に記憶更新させるので、一致すれば、記憶手段に記憶されている画像信号より被写体の動き量が多くても静止画として判定され記憶手段の記憶が更新されること、前記一致、不一致による静止画判定を行っているので、操作者がフリーズを実行した近傍の画像信号が、確実に静止画として得る事ができず、時間的にかなり古い静止画を出力する可能性があることである。

【0135】（目的）本発明の目的は、確実にフリーズ近傍の色ずれのない画像信号を静止画として得る為に、被写体の動き量を、ある異なる最小値検出期間において、それぞれ被写体の動き量が最小となった画像信号を、別々の画像記憶手段に記憶させ、操作者が静止画を得る為にフリーズ指示命令を実行した時に、別々の画像記憶手段に記憶させた画像信号のうち、色ずれが少ない（被写体の動き量が最小）画像信号を、フリーズ指示命令実行直後に画像記憶手段より出力させることである。

【0136】また、他の目的は、ある異なる最小値検出期間において、それぞれ被写体の動き量が最小となった画像信号を、別々の画像記憶手段に記憶させ、操作者が静止画を得る為にフリーズ指示命令を実行した時に、別々の画像記憶手段に記憶させた画像信号のうち、どちらの画像信号を出力させるか操作者が設定でき、設定された画像を画像記憶手段より切替出力させることである。

【0137】(7) 異なる波長域の照明光で順次照明された被写体を撮像する撮像手段と、該順次撮像された画像信号を色別に記憶し同時に出力する第1の記憶手段と、該順次撮像された画像信号のうち奇数偶数いずれかのフィールド画像を選択又はフレーム画像のまま面順次の画像を出力させる第2の記憶手段と、該順次撮像された画像信号を前記第2の記憶手段の出力と同一色の照明光でかつ撮像された画像よりも面順次サイクルの少なくとも1サイクル以上前の該フィールド画像を出力させる第3の記憶手段と、前記第1乃至第3の記憶手段の出力に対する演算が可能な演算手段を具備する電子内視鏡装置において、前記第2の記憶手段から前記第3の記憶手段の出力を減算することにより同一色の撮像データの動き量をフィールド毎またはフレーム毎に算出し、この値に各色別に異なる係数を乗じた結果を前記同一色とは異なる色の第1の記憶手段の出力に加算することを特徴とする電子内視鏡装置。

【0138】(付記項7の背景)

(従来技術) 近年、生体内の患部等を観察する手段として、CCD等の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子式内視鏡が広く用いられている。また、前記電子内視鏡には、赤、緑、青等の波長の異なる照明光で被写体を順次照明し、各波長の照明のもとでそれぞれ撮像した画面、つまり、成分画像を合成してカラー画像を得る面順次式の電子式内視鏡がある。こうした面順次式の撮像装置では、照明光に白色光を用いた固体撮像素子の撮像前面にモザイク・カラー・フィルタを配置した同時式の撮像装置に比べ、一波長領域に対する前記固体撮像素子の撮像セルの数が多く、従って撮像画面の解像度が良好であるという長所がある。

【0139】しかし、前記面順次方式では、カラー画像1枚分の画像を得るために、撮像時間が異なる成分のカラー画像を合成する。このため、動きのある被写体または、撮像手段と被写体との間で、相対的に動きがあると、合成したカラー画像は、本来の被写体の色と相違してしまう。このような欠点、すなわち、各色情報のサンプリングタイムの相違によって発生する色再現性の不良を色ずれという。前記色ずれの発生要因としては、前述した動きだけでなく、例えばズーミングをかけた場合にも発生する。

【0140】上述の問題点を解決するために、例えば特開平9-102958号公報では、各色別の画像信号の出力信号レベルを1/3、2/3、3/3に減衰する手段と、

その3フィールド前の画像信号において、その出力信号レベルを3/3、2/3、1/3に減衰する手段を具備し、これらをそれぞれ順次加算することにより、従来3フィールド毎にしか得られない各色信号をあたかも各フィールド毎に対応した信号として得ることができる。

【0141】(発明が解決しようとする課題及び目的) しかし、この提案は各色毎に3フィールド毎に更新される映像データを時系列的に補間しているだけであり実際の撮像データの動きを反映するものではない。

【0142】本発明はこの点に着目し、面順次のフレーム信号で検出された各色の動き量をRGB全ての面順次映像信号に反映させることにより動画の色ずれを軽減することを目的とする。

【0143】(課題を解決するための手段及び作用効果) 本発明の電子内視鏡装置は、異なる波長域の照明光で順次照明された被写体を撮像する撮像手段と、該順次撮像された画像信号を色別に記憶し同時に出力する第1の記憶手段と、該順次撮像された画像信号のうち奇数偶数いずれかのフィールド画像を選択又はフレーム画像のまま面順次の画像を出力させる第2の記憶手段と、該順次撮像された画像信号を第2の記憶手段の出力と同一色の照明光でかつ撮像された画像よりも面順次サイクルの少なくとも1サイクル以上前の該フィールド画像を出力させる第3の記憶手段と、前記第1乃至第3の記憶手段の出力に対する演算が可能な演算手段を具備する内視鏡撮像装置において、前記第2の記憶手段から前記第3の記憶手段の出力を減算することにより同一色の撮像データの動き量をフィールド毎またはフレーム毎に算出し、この値に各色別に異なる係数を乗じた結果を前記同一色とは異なる色の第1の記憶手段の出力に加算することを特徴とするものである。

【0144】本発明においては、同時化手段によって同時化されたRGB信号において、面順次信号として撮像されたRGBいずれかの面順次信号が更新される前の同一色の映像信号との差分を検出し、この差分に特定の係数を乗算し、他の更新されない2つの色の同時化信号に加算する。

【0145】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、患者回路と2次回路との間のアイソレーション素子を低減すると共に、アイソレーション素子の使用周波数を低下させることにより、コスト及び消費電流を削減することができるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係るの電子内視鏡装置の一実施の形態を示すブロック図。

【図2】CCDからの読出しを示す説明図。

【図3】第1の実施の形態の動作を説明するためのフローチャート。

【図4】第2の実施の形態を示すブロック図。

【図5】第2の実施の形態の動作を説明するためのタイミングチャート。

【図6】レベル差補正を容易にした電子内視鏡装置の変形例を示すブロック図である。

【図7】他の電子内視鏡装置を示すブロック図。

【図8】図7中の表示制御回路内の画像フリーズ処理装置の構成を示すブロック図。

【図9】図7の電子内視鏡装置の動作を説明するためのフローチャート。

【図10】画像フリーズ処理装置の他の例を示すブロック図である。

【図11】他の電子内視鏡装置の構成を示すブロック図。

【図12】図11中の同時化回路の具体的な構成を示すブロック図。

【図13】図11の電子内視鏡の動作を説明するためのフローチャート。

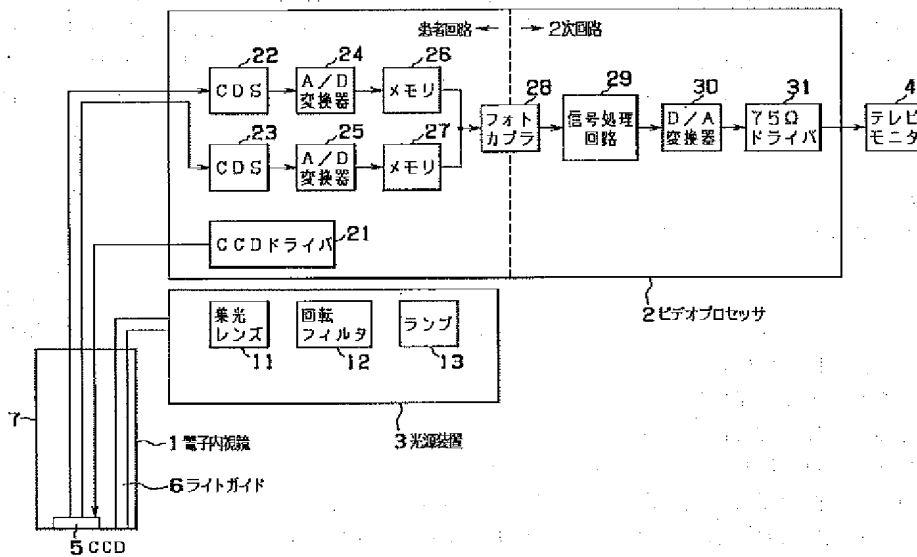
【図14】図11の電子内視鏡装置の動作を説明するための図表。

【図15】図11の電子内視鏡装置の動作を説明するための図表。

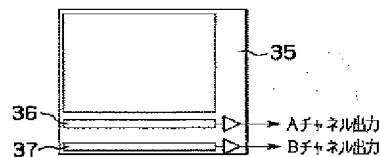
【符号の説明】

1…電子内視鏡、2…ビデオプロセッサ、3…光源装置、5…CCD、26、27…メモリ、28…フォトカプラ

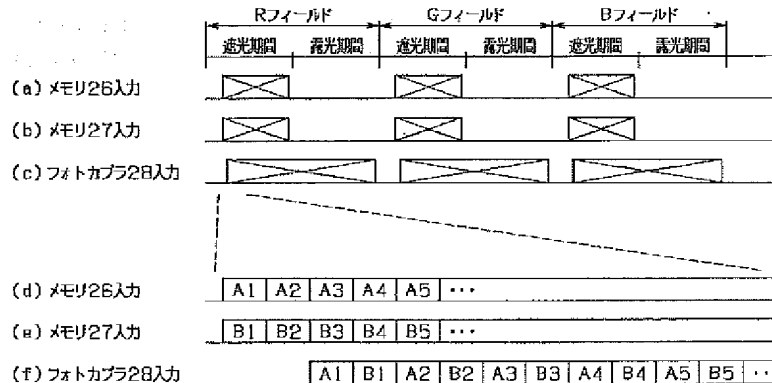
【図1】



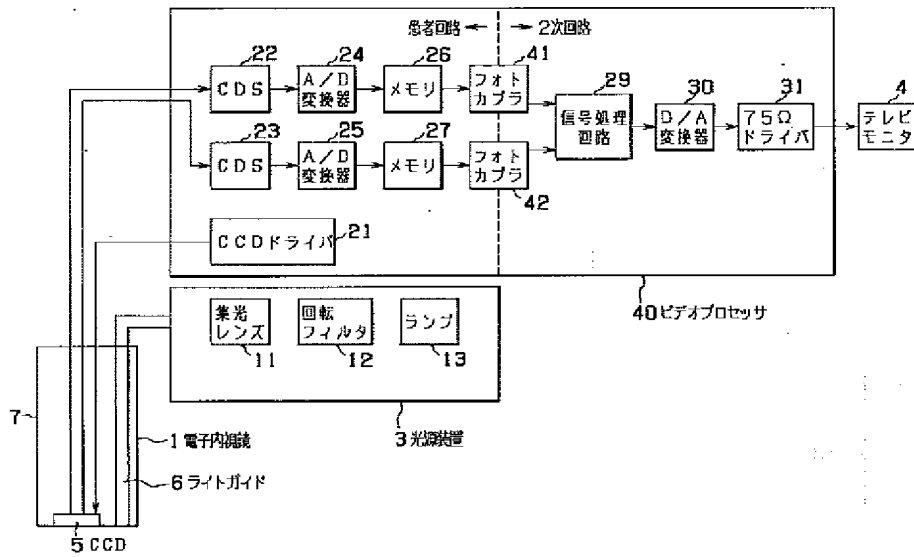
【図2】



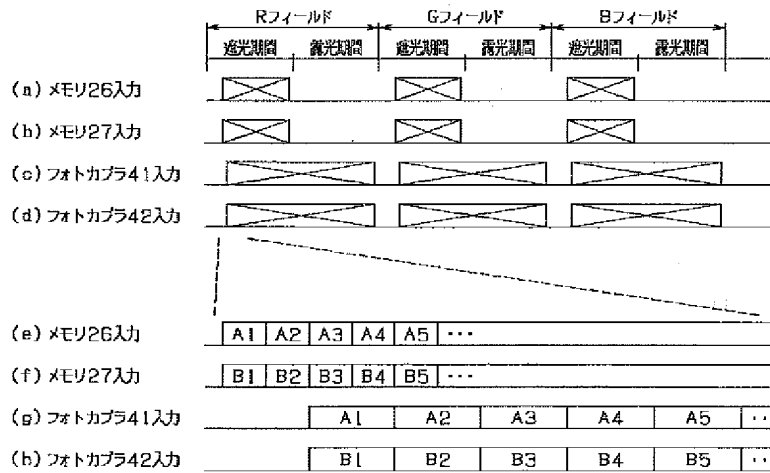
【図3】



【図4】



【図5】



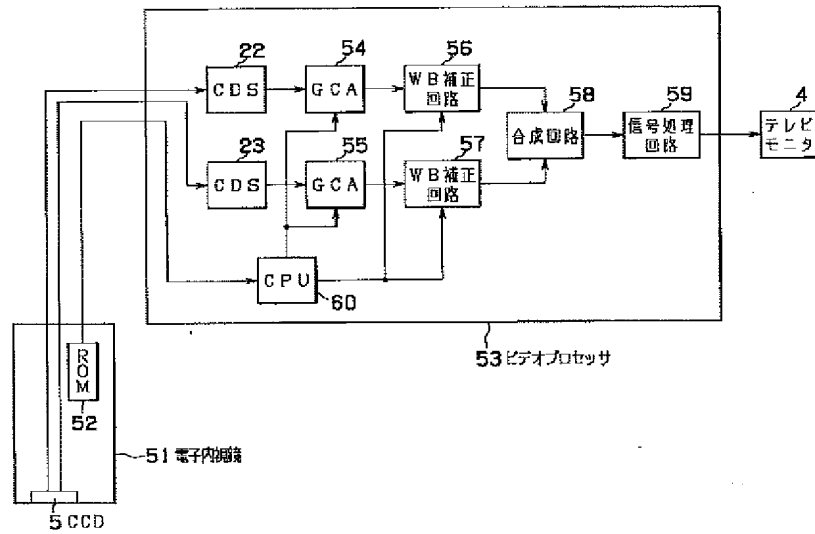
【図14】

色の種類 Δ (差)	撮像データ 赤 (R)	撮像データ 緑 (G)	撮像データ 青 (B)
赤の動き量 $R_n - R_{n-1}$	0	a	b
緑の動き量 $G_n - G_{n-1}$	d	0	c
青の動き量 $B_n - B_{n-1}$	f	e	0

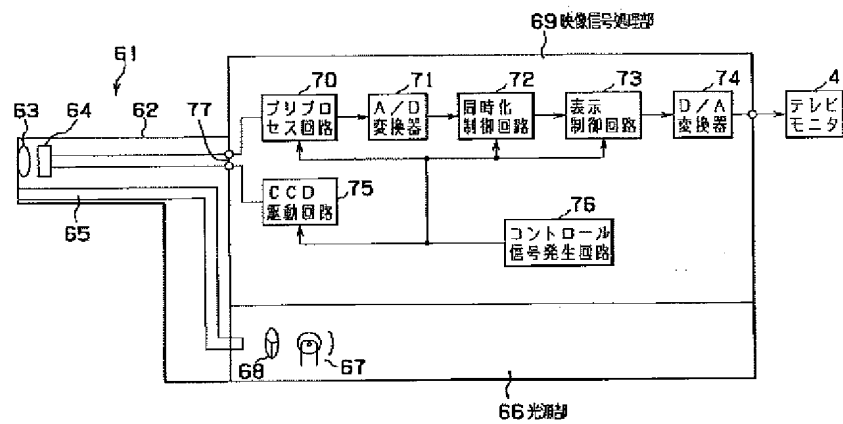
【図15】

色の種類 Δ (差)	撮像データ 赤 (R)	撮像データ 緑 (G)	撮像データ 青 (B)
赤の動き量 $R_n - R_{n-1}$	0	a	b
緑の動き量 $G_n - G_{n-1}$	$1/a$	0	c
青の動き量 $B_n - B_{n-1}$	$1/b$	$1/c$	0

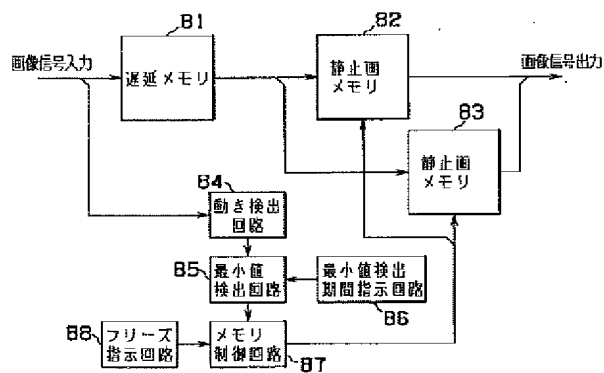
【図6】



【図7】

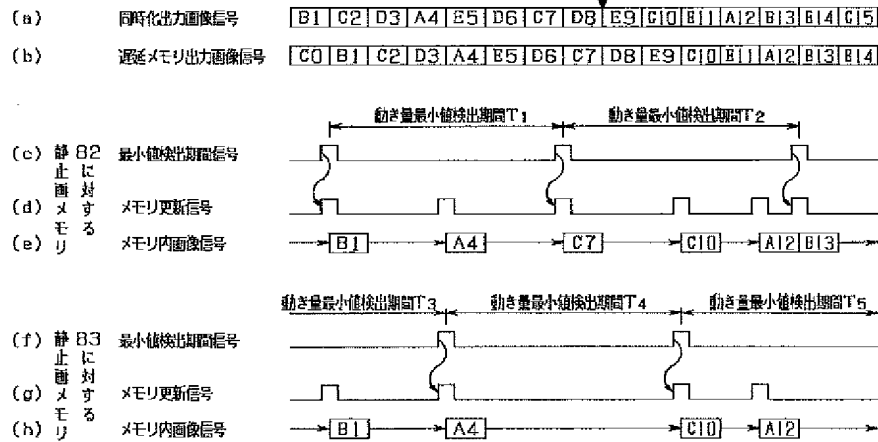


【図8】

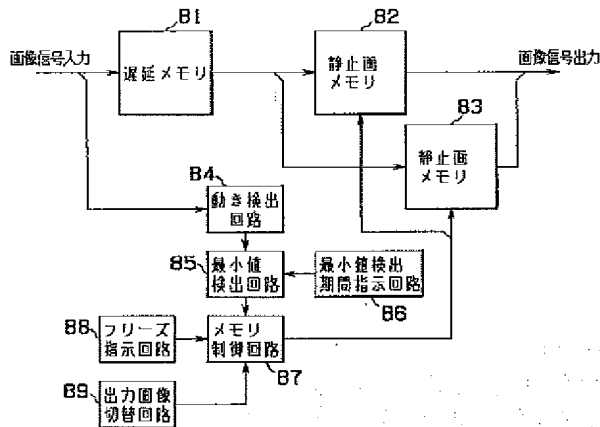


【図9】

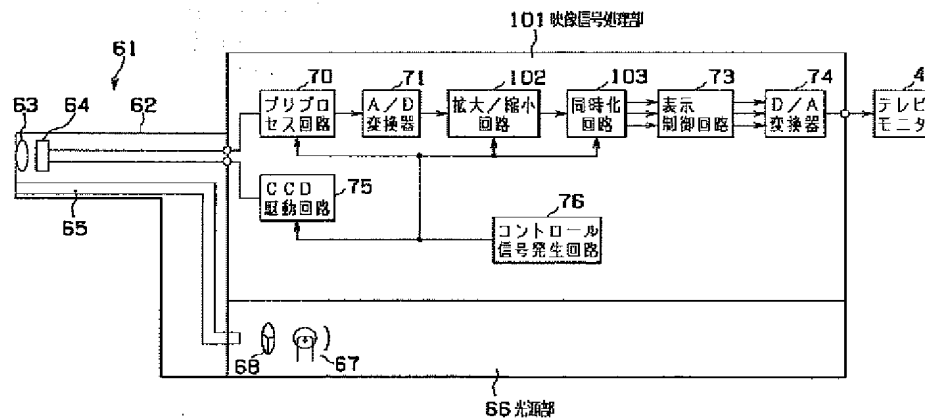
画像信号のA～Eは動き量を示す：A→E（動き小→大）



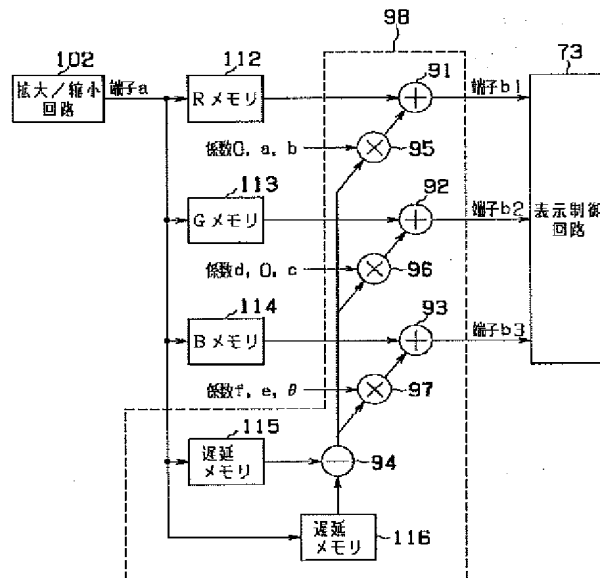
【図10】



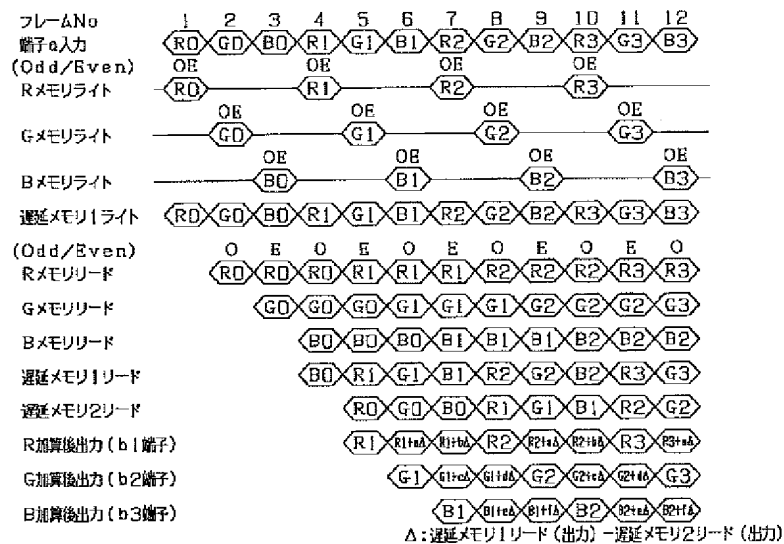
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(51) Int. Cl.⁷H04N 7/18
9/04

識別記号

FI

H04N 7/18
9/04

テーマコード (参考)

M 5C065
Z

(72)発明者	原 浩隆 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	F ターム(参考) 2H040 AA00 BA00 CA04 CA09 CA11 DA03 DA15 DA22 GA02 GA05 GA06 GA10 GA12
(72)発明者	中村 一成 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	4C061 AA00 BB02 CC06 DD00 JJ12 JJ17 LL02 MM03 NN01 NN03 NN05 SS03 SS10 SS11 SS30
(72)発明者	小松 康雄 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	UU05 UU10 WW01 5C022 AA08 AB00 AC03 AC42 AC69 5C024 AA01 BA03 CA23 FA01 GA11
(72)発明者	大河 文行 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 43 番 2 号 オリ ンパス光学工業株式会社内	HA00 HA10 HA14 HA24 5C054 AA09 DA06 EA01 EA03 FB03 GA04 HA12 5C065 AA04 BB48 DD02 GG18 GG30 GG50

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2000-139833

(43)Date of publication of application : 23.05.2000

(51)Int.Cl.

A61B 1/04

G02B 23/24

H04N 5/225

H04N 5/335

H04N 7/18

H04N 9/04

(21)Application number : 10-313637

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 04.11.1998

(72)Inventor : SUZUKI TATSUHIKO

NIWA TOSHIO

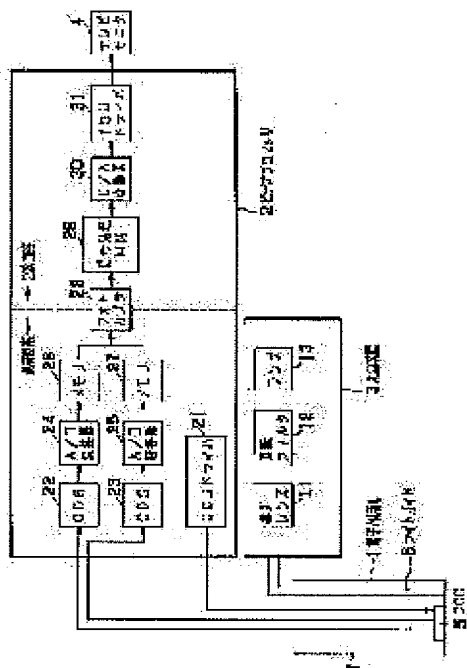
HARA HIROTAKA

NAKAMURA KAZUNARI

KOMATSU YASUO

OKAWA FUMIYUKI

(54) ELECTRONIC ENDOSCOPE DEVICE



(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To reduce the number of isolation elements between a patient circuit and a secondary circuit and to lower the using frequency of the isolation elements.

SOLUTION: The video signals of two channels from CCD 5 are given to memories 26 and 27 from CDS 22 and 23 through A/D converters 24 and 25. The memories 26 and 27 alternately output the video signal of each stored channel. Thus, the video signals of the two channels stored in the memories 26 and 27 are time-division-multiplexed and supplied for the secondary circuit through the photocoupler 28 of one system. Thus, the number of the isolation elements is reduced.

*** NOTICES ***

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] An electronic endoscope device comprising:

A driving means which reads an electric charge which made accumulate an electric charge based on an optical image in a solid state image pickup device in exposure time, and was accumulated in a light shielding period by a multiple channel, and is made to output as a video signal.

Two or more memory measures which are established in a patient circuit and hold a video signal of a multiple channel from said solid state image pickup device, respectively.

A reading means made to output to whether Time Division Multiplexing of the video signal of said multiple channel is carried out by performing read-out from said two or more memory measures at said exposure time and a light shielding period, and a secondary circuit which carried out frequency conversion and was electrically insulated with said patient circuit.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the suitable electronic endoscope device for the thing provided with the solid state image pickup device which has two or more transfer lines.

[0002]

[Description of the Prior Art] In recent years, an endoscope came to be widely used for the diagnosis in a medical field, the therapy using a treatment implement, etc. Image sensors, such as a charge coupled device (CCD), are formed at the tip of an endoscope, and several kinds of electronic endoscope devices of the frame sequential method which illuminates the inside of the abdominal cavity one by one by red and 3 green and blue colored light, and carries out the color image pick-up of the picture in the abdominal cavity are also used.

[0003] In the case of a medical endoscope, it must be insulated electrically [the circuit part (patient circuit) inserted in a patient's inside of the body, and the circuit part (secondary circuit) connected to peripheral equipment, such as a television monitor, / in order to secure safety]. For this reason, the signal transmission between a patient circuit and a secondary circuit is performed

via isolation elements, such as a photocoupler and a pulse transformer. Thus, the A/D conversion of the signal from an imaging means is carried out in a patient circuit, and the electronic endoscope device provided with a means to carry out isolation processing of this digital signal, and to transmit to a secondary circuit is indicated in JP,63-318927,A.

[0004]These days, the demand of high-resolution-izing of CCD is high. For this reason, improvement in the speed of drive frequency is attained. From the demand of high-definition-izing, it is multi-bit-ized and improvement in the speed, an increase in the number, etc. in an isolation element are achieved.

[0005]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]Thus, in the conventional electronic endoscope device mentioned above, there was a problem that improvement in the speed of the isolation element between a patient circuit and a secondary circuit and the increase in the number were required, from the demand of high-definition-izing.

[0006]This invention was made in view of this problem, and is ****. The isolation element between the purpose and a secondary circuit is reduced, and it is providing the electronic endoscope device which can reduce cost and the consumed electric currents by reducing the using frequency of an isolation element.

[0007]

[Means for Solving the Problem]An electronic endoscope device of this invention is characterized by comprising:

A driving means which reads an electric charge which made accumulate an electric charge based on an optical image in a solid state image pickup device in exposure time, and was accumulated in a light shielding period by a multiple channel, and is made to output as a video signal.

Two or more memory measures which are established in a patient circuit and hold a video signal of a multiple channel from said solid state image pickup device, respectively.

A reading means made to output to whether Time Division Multiplexing of the video signal of said multiple channel is carried out by performing read-out from said two or more memory measures at said exposure time and a light shielding period, and a secondary circuit which carried out frequency conversion and was electrically insulated with said patient circuit.

[0008]In this invention, in a light shielding period, a driving means reads an electric charge accumulated in exposure time by a multiple channel, and outputs it as a video signal. A video signal of these multiple channels is memorized by two or more memory measures, respectively. or [that a reading means carries out Time Division Multiplexing of the video signal of a multiple channel by performing read-out from two or more memory measures in exposure time and a light shielding period] -- or frequency conversion is carried out. A video signal of a multiple channel is packed into a video signal of one channel by carrying out Time Division Multiplexing. A rate of a video signal of a multiple channel is lowered by carrying out frequency conversion. A read video signal is outputted to a secondary circuit.

[0009]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, with reference to drawings, an embodiment of the invention is described in detail. Drawing 1 thru/or drawing 3 start a 1st embodiment of this invention, and drawing 1 is a block diagram showing the 1 embodiment of the electronic endoscope device concerning this invention. Drawing 2 is an explanatory view showing read-out from CCD, and drawing 3 is still a flow chart for explaining operation of a 1st embodiment.

[0010] In the electronic endoscope device of the frame sequential method which illuminates this embodiment one by one by red and 3 green and blue colored light, and transmits an electric charge by two channels at a light shielding period, The number of a photocoupler is reduced by carrying out Time Division Multiplexing of the signal of two channels to one channel by the memory provided in the patient circuit, and transmitting to a secondary circuit.

[0011] As shown in drawing 1, an electronic endoscope device is constituted by the electronic endoscope 1, the video processor 2, the light equipment 3, and the television monitor 4. The electronic endoscope 1 has the insert portion 7 of the thin length who has flexibility, and CCD5 as a solid state image pickup device is built in the tip side of the insert portion 7. The light guide 6 for drawing the illumination light from the light equipment 3 is also formed in the insert portion 7.

[0012] The light equipment 3 is constituted by the condenser 11, the turnable filter 12, and the lamp 13. The turnable filter 12 furnished with red and a green and blue color transmission filter is passed, it is condensed by the condenser 11, and the light irradiated from the lamp 13 is led to the light guide 6. The light guide 6 transmits the light which entered to the tip of the electronic endoscope 1, and irradiates with it towards red and the photographic subject which does not illustrate the light of each green and blue wavelength one by one.

[0013] CCD driver 21 of the video processor 2 outputs the driving signal for driving CCD5. This driving signal is supplied to CCD5 via the signal wire provided in the insert portion 7. Thereby, CCD5 carries out photoelectrical change of the optical image from a photographic subject, and it supplies a video signal to CDS (correlated double sampling circuit) 22 and 23 of the video processor 2 via the signal wire in the insert portion 7.

[0014] That is, CCD5 outputs the electric charge which the light from a photographic subject entered into each pixel, accumulated the electric charge according to incident light quantity in each pixel, and accumulated with the driving signal from CCD driver 21 as a video signal.

Two-channel read-out is possible for CCD5. Drawing 2 shows the data transfer from CCD5.

[0015] CCD5 has light sensing portion side 35 and the output registers 36 and 37 of two channels, as shown in drawing 2. The electric charge accumulated according to incident light quantity in light sensing portion side 35 is transmitted to the output registers 36 and 37 corresponding to two lines, and is outputted. The output of A channel from CCD5 and B channel is supplied to CDS 22 and 23 of the video processor 2, respectively.

[0016] In this embodiment, CCD5 is controlled by CCD driver 21 and it transmits an electric

charge at a light shielding period.

[0017]After CDS 22 and 23 carries out a double sampling and holds the read signal of A from CCD5, and B channel, it is outputted to A/D converters 24 and 25, respectively. The $1/f$ noise and reset noise which are contained in the output signal of CCD5 are removed by CDS 22 and 23, and the signal which has improved the S/N ratio is acquired.

[0018]A/D converters 24 and 25 change the inputted signal into a digital signal. In this embodiment, the output of A/D converters 24 and 25 is supplied to the memories 26 and 27. The memories 26 and 27 are controlled by the memory controller which is not illustrated, and hold the output of A/D converters 24 and 25, and they are outputted to the photocoupler 28 by time sharing. That is, the patient circuit is enabling composition of the circuit after the photocoupler 28 by one line to A and two circuits of B channel constituting by performing read-out from the memories 26 and 27 by time sharing.

[0019]The photocoupler 28 supplies the signal of A from the memories 26 and 27, and B channel to the digital disposal circuit 29. After the digital disposal circuit 29 performs predetermined signal processing, such as white balance processing, gamma conversion processing, an edge enhancement process, and RGB synchronization processing, to the inputted video signal, it is outputted to D/A converter 30.

[0020]After D/A converter 30 returns the inputted digital video signal to an analog signal, it is outputted to the 75-ohm driver 31. The 75-ohm driver 31 supplies the video signal of an analog to the television monitor 4. The television monitor 4 performs image display based on the inputted video signal.

[0021]Next, operation of the embodiment constituted in this way is explained with reference to the timing chart of drawing 3. Drawing 3 (a) shows the input of the memory 26, drawing 3 (b) shows the input of the memory 27, and drawing 3 (c) shows the input of the photocoupler 28. Drawing 3 (d) thru/or (f) expands and shows drawing 3 (a) thru/or the time-axis of (c), respectively.

[0022]It inserts into the abdominal cavity which does not illustrate the insert portion 7 of the electronic endoscope 1, and by the light guide 6, the illumination light from the light equipment 3 is drawn in the abdominal cavity, and a photographic subject is illuminated. The light equipment 3 rotates a turnable filter one time with 3 field periods, and emits the illumination light of R (red), G (green), and B (blue) with a field period ($1/60$ seconds), for example.

[0023]The catoptric light from a photographic subject enters into the light sensing portion of CCD5 provided at the tip of the insert portion 7, and an optical image is formed. CCD5 is controlled by CCD driver 21 of the video processor 2, incorporates the optical image of a photographic subject into field sequential, and carries out photoelectric conversion. That is, CCD5 is exposed during the second half (exposure time) of the periods (R field) when R illumination light is irradiated, and it outputs the electric charge accumulated in the first half of the next field (light shielding period) by two channels from the output registers 36 and 37.

Similarly, CCD5 is exposed during the second half (exposure time) of the periods (R, B field) when G and B illumination light are irradiated, and it outputs the electric charge accumulated in the first half of the next field (light shielding period) by two channels from the output registers 36 and 37.

[0024]the video signal of CCDfive to two channels is given to CDS 22 and 23 of the video processor 2 -- A channel and B channel -- a double sample hold is carried out independently. After the output of CDS 22 and 23 is changed into a digital signal by A/D converters 24 and 25, respectively, it is supplied to the memories 26 and 27. As shown in drawing 3 (a) and (b), the video signal of A and B channel is inputted into the memories 26 and 27 in the light shielding period in the first half of each field.

[0025]In this embodiment, in the light shielding period and exposure time of each field, the video signal of such A and B channel is supplied to the photocoupler 28, as shown in drawing 3 (c).

[0026]As shown in drawing 3 (d) and (e) now, in a light shielding period, the digital video signal A1 of A channel, A2, and -- shall be inputted into the memory 26 one by one, and the digital video signal B1 of B channel, B-2, and -- shall be inputted into the memory 27 one by one. The memories 26 and 27 output the video signal of A and B channel by turns by a predetermined data unit to the photocoupler 28.

[0027]As shown in drawing 3 (f), Time Division Multiplexing of the video signal A1 of A and B2 channels, B1, A2, B-2, and -- is carried out to the photocoupler 28, and they are inputted into it one by one. The photocoupler 28 supplies the video signal integrated by the memories 26 and 27 at one line to the digital disposal circuit 29.

[0028]In the digital disposal circuit 29, the video signal transmitted to the secondary circuit via the photocoupler 28 is returned to the original analog signal by D/A converter 30, after predetermined signal processing, such as white balance processing, gamma conversion processing, an edge enhancement process, and RGB synchronization processing, is performed. The output of D/A converter 30 is outputted to the television monitor 4 via the 75-ohm driver 31.

[0029]Thus, by CCD5 transmitting the accumulated electric charge at a light shielding period, making the memories 26 and 27 for A and B channels memorize it in this embodiment, and performing read-out from the memories 26 and 27 using a light shielding period and exposure time, Time Division Multiplexing of the video signal of A and B channel is carried out to one line. By this multiplex transmission, it makes it possible to reduce the number of a photocoupler.

[0030]The block diagram and drawing 5 which drawing 4 and drawing 5 start a 2nd embodiment of this invention, and drawing 4 shows a 2nd embodiment are a timing chart for explaining operation of a 2nd embodiment. In drawing 4, identical codes are given to the same component as drawing 1, and explanation is omitted.

[0031]In the electronic endoscope device of the frame sequential method which illuminates this embodiment one by one by red and 3 green and blue colored light, and transmits an electric

charge by two channels at a light shielding period, By changing the frequency of the signal of two channels by the memory provided in the patient circuit, and transmitting to a secondary circuit, a low-speed photocoupler is made usable.

[0032]This embodiment differs from a 1st embodiment in that read-out and the two photocouplers 41 and 42 to the memories 26 and 27 were formed. As for the memories 26 and 27, the video signal of A and B channel is written in the light shielding period in the first half of each field, respectively. In this embodiment, read-out from the memories 26 and 27 is one half of the speed of writing, and is performed at the light shielding period and exposure time of each field. The photocouplers 41 and 42 supply the video signal from the memories 26 and 27 to the digital disposal circuit 29, respectively.

[0033]Next, operation of the embodiment constituted in this way is explained with reference to drawing 5. Drawing 5 (a) shows the input of the memory 26, drawing 5 (b) shows the input of the memory 27, drawing 5 (c) shows the input of the photocoupler 41, and drawing 5 (d) shows the input of the photocoupler 42. Drawing 5 (e) thru/or (h) expands and shows drawing 5 (a) thru/or the time-axis of (d), respectively.

[0034]The drive method of CCD5 is the same as that of a 1st embodiment, and the video signal of A and B2 channels is simultaneously outputted from CCD5. The video signal of such A and B channel is supplied to CDS 22 and 23, respectively, and a correlation double sampling is performed independently. After the video signal from CDS 22 and 23 is changed into a digital signal by A/D converters 24 and 25, as shown in drawing 5 (a) and (b), in the light shielding period in the first half of each field, it is written in the memories 26 and 27.

[0035]Also in this embodiment, read-out from the memories 26 and 27 is performed at the light shielding period and exposure time of each field, and is outputted to the photocouplers 41 and 42 using these periods. In this embodiment, the reading speed of the data from the memories 26 and 27 differs from a 1st embodiment.

[0036]The memories 26 and 27 are controlled by the memory controller which is not illustrated, and read at the rate of one half of writing. As shown in drawing 5, the video signal A1 of A and B channel, A2, -- and B1, B-2, and -- shall be written in the memories 26 and 27, respectively. The video signal A1, A2, --, B1, B-2, and the data volume of -- are equal to mutual, and the writing time of each video signal is constant so that clearly from the time-axis of drawing 5. Since the reading speed is 1/2 of writing speed, as shown in drawing 5 (e) thru/or (h), as for each video signal, A1, A2, --, B1, B-2, and -- are read in twice as many time as writing, respectively.

[0037]In this way, using the light shielding period and exposure time of each field, the video signal written in the memories 26 and 27 is read, and is supplied to the photocouplers 41 and 42. The photocouplers 41 and 42 output the inputted video signal of A and B channel to the digital disposal circuit 29. The transmission rate of the video signal inputted into the photocouplers 41 and 42 is 1/2 of a 1st embodiment, and it is [transmission rate] usable in a low-speed photocoupler.

[0038]Other operations are the same as that of a 1st embodiment.

[0039]Thus, in this embodiment, use of the low-speed photocoupler is enabled by writing the video signal of A and B channel in the memories 26 and 27, respectively, making a reading speed later than writing speed, and performing frequency conversion. It is possible for this to reduce cost.

[0040]By the way, even when using CCD of a high pixel as CCD5 by having two or more output registers and adopting the multi-channel read-out type which reads the signal charge of two or more lines simultaneously, it makes it possible to make drive frequency comparatively low. However, the cable length from CCD to a video processor is comparatively long, and the signal of each channel shows dispersion with dispersion in a cable, etc. A CCD simple substance also has dispersion in FDA (floating diffusion amplifier) which provided for every channel.

[0041]Since such dispersion between channels serves as pinstripes on a television monitor and appears, it amends these dispersion within a video processor.

[0042]In the Japanese-Patent-Application-No. No. 91056 [nine to] specification for which it applied previously, in what can connect the endoscope provided with 2 line read-out CCD, this applicant calculated the level difference coefficient between channels, and has proposed the electronic endoscope device which performs level difference amendment between channels at the same time he performs white balance correction.

[0043]It is necessary to perform amendment of a white balance under predetermined conditions at the time of exchange of an electronic endoscope. However, a way person may forget to perform white balance correction at the time of exchange of an electronic endoscope. In this case, it is not carried out appropriately, but as a result, the level difference amendment for two channels becomes pinstripes, appears on a screen, and causes image quality deterioration.

[0044]Drawing 6 is a block diagram showing the modification of the electronic endoscope device which made such level difference amendment easy.

[0045]It enables it to perform level difference amendment easily in the electronic endoscope device of drawing 6 by having a memory which memorizes the information for the level difference amendment between channels in an electronic endoscope.

[0046]In drawing 6, it differs from the electronic endoscope 1 of drawing 1 in that the electronic endoscope 51 has data ROM52. The graphic display is omitted about the light guide. The video signal of A from CCD5 of the electronic endoscope 51 and B2 channels is supplied to the video processor 53.

[0047]Data ROM52 holds the information for performing A from CCD5, and level difference amendment of the video signal of B2 channels. For example, the dispersion data between channels, the amendment data of the cable, etc. are stored in data ROM5.

[0048]The video processor 53 has CCD driver 21 of drawing 1, and a CCD driver which the same composition does not illustrate. CDS 22 and 23 is the same composition as CDS 22 and 23 of drawing 1, carries out the correlation double sampling of the video signal of A and B channel

inputted, respectively, and outputs it to GCA (gain control amplifier) 54 and 55.

[0049]GCA 54 and 55 is controlled by CPU60, controls the profit of the video signal of A and B channel inputted, respectively, and outputs it to the WB correction circuits 56 and 57. The WB correction circuits 56 and 57 are controlled by CPU60, and after they amend the white balance of the video signal of A and B channel inputted, respectively, they are outputted to the synthetic circuit 58.

[0050]After the synthetic circuit 58 compounds the inputted video signal of two channels and changes it into one video signal, it is outputted to the digital disposal circuit 59. After the digital disposal circuit 59 performs predetermined signal processing, such as gamma conversion processing, an edge enhancement process, a clamping process, and 75-ohm driver processing, to the inputted video signal, it is outputted to the television monitor 4. The television monitor 4 displays the picture based on the inputted video signal.

[0051]By CPU60 reading the information stored in data ROM52 provided in the electronic endoscope 51, and controlling GCA 54 and 55 and the WB correction circuits 56 and 57 based on this information, White balance correction and level difference amendment for two channels can be performed now.

[0052]In the modification constituted in this way, the light emitted from the light equipment which is not illustrated is led to the light guide in the electronic endoscope 51 which is not illustrated, and is irradiated by the photographic subject from electronic endoscope 51 tip. CCD5 is driven with the CCD driver which is not illustrated and it outputs the electrical signal corresponding to an optical image. In this case, CCD5 is outputted to the video processor 53 like a 1st embodiment by considering stored charge of two lines as A channel output and the B channel output.

[0053]In CDS circuits 22 and 23, the correlation double sampling of the video signal of A from CCD5 and B channel is carried out. In GCA 54 and 55, the gain adjustment of the video signal of such A and B2 channels is carried out, and white balance correction is carried out in the WB correction circuits 56 and 57, and it is supplied to the synthetic circuit 58.

[0054]In this embodiment, such gain adjustments and white balance correction are performed, when CPU60 reads the information on data ROM52. As dispersion amendment data stored in data ROM52, the signal ratio between channels, for example, (the B channel signal level / A channel signaling level), is used.

[0055]If the electronic endoscope 51 is connected to the video processor 2, the amendment data stored in data ROM52, It is transmitted to CPU60 in the video processor 53, CPU60 controls GCA 54 and 55 and the WB correction circuits 56 and 57 according to data, and dispersion in A channel and B channel is amended.

[0056]The video signal by which dispersion amendment was carried out is supplied to the synthetic circuit 58, is compounded by one video signal and supplied to the digital disposal circuit 59. To the inputted video signal, after the digital disposal circuit 59 performs signal

processing, such as gamma conversion processing, an edge enhancement process, a clamping process, and 75-ohm driver processing, it is supplied to the television monitor 4, and it makes an endoscope image project.

[0057]Thus, in this embodiment, data ROM is provided in an electronic endoscope, The data for dispersion amendment can be stored and an endoscope image without the pinstripes which read by CPU60 and perform a gain adjustment and white balance correction and by which dispersion between channels was amended certainly can be obtained.

[0058]Amendment data may define a certain reference value, and may make it the correction value over a reference value. For example, (A channel signaling level / reference value), and (the B channel signal level / reference value) may be stored as amendment data. In this case, since the correction value over reference level is sent to CPU, and varies and amendment is performed, the dispersion amendment between the channels which include a luminosity with all the electronic endoscopes connected is attained.

[0059]By the way, in the digital disposal circuits 29 and 59, such as drawing 1 and drawing 6, incorporation processing of a still picture is also possible. However, only by incorporating a still picture based on that decision result which is a still picture or is an animation by coincidence of the inputted image inputted before and behind predetermined time, and disagreement, since an animation is accidentally judged to be a still picture, an old still picture may be outputted in time.

[0060]Drawing 7 thru/or drawing 10 start the electronic endoscope device coping with such fault, A flow chart for the block diagram in which drawing 7 shows an electronic endoscope device, the block diagram in which drawing 8 shows the composition of the image freeze processing unit in the display control circuit in drawing 7, and drawing 9 to explain the operation, and drawing 10 are the block diagrams showing other examples of an image freeze processing unit.

[0061]In drawing 7, the solid state image pickup device 64 constituted by the image formation position of the object lens 63 by CCD is arranged at the tip of the insert portion 62 of the electronic endoscope 61. In the insert portion 62, the light guide 65 for lighting for irradiating a photographic subject with the illumination light is also formed.

[0062]The illumination light which passed rotation RGB filters 68 rotated with the degree of constant speed by the motor which is not illustrated from the light source lamp 67 arranged in the light source part 66 is led to the light guide 65 for lighting.

[0063]The video signal processing section 69 is for picturizing a frame sequential method. The Puri process circuit 70 and CCD drive circuit 75 in the video signal processing section 69 are connected to the solid state image pickup device 64 in the insert portion 62 via the connector 77.

[0064]The control signal generation circuit 76 generates the timing signal which controls each circuit, and supplies it to each circuit part. CCD drive circuit 75 generates the driving signal for driving the solid state image pickup device 64 with the signal from the control signal generation circuit 76.

[0065]The solid state image pickup device 64 is driven by CCD drive circuit 75, carries out

photoelectric conversion of the optical image from a photographic subject, and outputs video signal data. This picture image data is digitized with A/D converter 71, after being inputted into the Puri process circuit 70 and performing processing of predetermined [, such as amplification and waveform shaping,].

[0066]The video signal from A/D converter 71 is supplied to the synchronization control circuit 72. After the synchronization control circuit 72 performs synchronization processing of a field sequential signal, it is outputted to the display control circuit 73. The display control circuit 73 has an image freeze processing unit shown in drawing 8, performs predetermined display processing which includes picture freeze processing in the inputted video signal, and outputs it to D/A converter 74.

[0067]Drawing 8 shows the concrete composition of the display control circuit 73.

[0068]In drawing 8, the delay memory 81 carries out prescribed period delay of the inputted video signal from the synchronization control circuit 72, and is supplied to the still picture memories 82 and 83. The motion detection circuit 84 detects a motion of the video signal inputted one by one, and outputs the motion detection signal which shows the movement quantity of a photographic subject to the minimum value detecting circuit 85.

[0069]The instruction circuit 86 between minimum patent periods is outputting the indication signal for directing between predetermined minimum patent periods to the minimum value detecting circuit 85. Between minimum patent periods is directed by the instruction circuit 86 between minimum patent periods, and the minimum value detecting circuit 85 detects the minimum of the movement quantity from the motion detection circuit 111 between minimum patent periods by it. The minimum value detecting circuit 85 outputs a detecting signal to the memory control circuit 87, when the time of the start between minimum patent periods and the minimum are detected. The instruction circuit 86 between minimum patent periods specifies a period which is mutually different as between the still picture memory 82 and the minimum patent period for 83.

[0070]The memory control circuit 87 will control the writing operation of the input picture signal from the delay memory 81 to the still picture memory 82 and the still picture memory 83, if the detecting signal from the minimum value detecting circuit 85 is inputted. Namely, the input picture signal from the delay memory 81 is written in the still picture memories 82 and 83 at the time of the start between minimum patent periods, and detection of the minimum, respectively.

[0071]The frieze instruction circuit 88 supplies the frieze indication signal based on user's operation to the memory control circuit 87. The memory control circuit 87 will control read-out of the still picture memories 82 and 83 to make the picture signal of a direction with little movement quantity among the picture signals currently written in the still picture memory 82 and the still picture memory 83 read and output, if a frieze indication signal is inputted.

[0072]The picture signal from the still picture memories 82 and 83 is supplied to D/A converter 74 of drawing 7. D/A converter 74 changes the inputted digital signal into an analog signal, and

supplies it to the television monitor 4 via the connector 78. The television monitor 4 displays the object image based on the inputted picture signal.

[0073]Next, operation of the electronic endoscope device constituted in this way is explained with reference to drawing 9. Drawing 9 (a) shows a synchronization output image signal, and drawing 9 (b) shows the delay memory output image signal. Drawing 9 (c) thru/or (e) is against the still picture memory 82, and shows the signal between minimum patent periods, the memory renewal signal, and the picture signal in a memory, respectively. Drawing 9 (f) thru/or (h) is against the still picture memory 83, and shows the signal between minimum patent periods, the memory renewal signal, and the picture signal in a memory, respectively. In drawing 9, the combination of A thru/or E, and a number shows the picture signal. A thru/or E show the size of movement quantity, A, B, C, and -- are order and it is shown that movement quantity becomes large one by one. A number is the number given to entry sequenced.

[0074]The picture signal from the solid state image pickup device 64 is supplied to the Puri process circuit 70, and processing of predetermined [, such as amplification and waveform shaping,] is performed. After the output of the Puri process circuit 70 is digitized by A/D converter 71, synchronization of it is carried out in the synchronization control circuit 72, and it is inputted into the display control circuit 73.

[0075]Only 1 field period or 1 frame period delays the picture signal into which the delay memory 81 of the image freeze processing unit in the display control circuit 73 was inputted. A delaying amount is 1 picture-signal (1 field or one frame) period which detects the movement quantity of a photographic subject. After detecting movement quantity, this amends with it the delay of the memory renewal signal from the picture signal which should be updated in order to control the still picture memories 82 and 83 by the memory renewal signal shown in drawing 9 (d) and (g) from the memory control circuit 87.

[0076]The picture signal inputted is supplied to the motion detection circuit 84 one by one, and the movement quantity of a motion of a photographic subject is detected. For example, the motion detection circuit 84 detects the movement quantity of a photographic subject based on the cross correlation of each primary signal. For example, the difference of the pixel of two primary signals with the 1 arbitrary field is computed, and the accumulated of the absolute value of the difference of its that is detected as movement quantity. A motion detection signal is supplied to the minimum value detecting circuit 85.

[0077]The instruction circuit 86 between minimum patent periods outputs the indication signal which directs between a certain defined minimum patent periods to the minimum value detecting circuit 85. In this case, the instruction circuit 86 between minimum patent periods generates the signal between minimum patent periods which shows between minimum patent periods which are mutually different as the still picture memory 82 and an object for 83.

[0078]Between the directed minimum patent periods, the minimum value detecting circuit 85 detects the minimum of each movement quantity from the motion detection circuit 84, and

outputs a detecting signal to the memory control circuit 87 at the time of detection of the minimum, and the start between minimum patent periods. If the detecting signal from the minimum value detecting circuit 85 is inputted, the memory control circuit 87 will supply a memory renewal signal to the still picture memories 82 and 83, and will write the input picture signal from the delay memory 81 in the still picture memories 82 and 83.

[0079]As shown in drawing 9 (c), (d), (f), and (g), a memory renewal signal is generated at the time of the start between minimum patent periods, and minimum detection. Thereby, whenever the picture signal of the minimum [movement quantity] is detected within between minimum patent periods, the writing to the still picture memories 82 and 83 is performed.

[0080]Since the periods which detect the minimum of the movement quantity of a photographic subject differ, as shown in drawing 9 (e) and (h), a different picture signal will be written in each still picture memories 82 and 83.

[0081]If a freeze indication signal is inputted into the memory control circuit 87 by the freeze instruction circuit 88, the picture signal of a direction with little movement quantity among the picture signals currently written in the still picture memories 82 and 83 will be outputted by it.

[0082]For example, drawing 9 If an operator performs freeze directions to the timing shown by a seal, writing control of the still picture memories 82 and 83 will no longer be performed.

Picture signal A4 in a memory with movement quantity small among the picture signal C7 in a memory currently then written in in the still picture memory 82 and 83 and A4 is read from the image memory 83, and is outputted.

[0083]Thus, in the example of drawing 8, within between [predetermined] minimum patent periods, the minimum of movement quantity is detected, a picture is memorized at the time of the start between minimum patent periods, and minimum detection, and the still picture with few color gaps near the freeze execution can be outputted without a time delay.

[0084]The composition of drawing 10 is also considered as an image freeze processing unit. In drawing 10, identical codes are given to the same component as drawing 8, and explanation is omitted.

[0085]The composition of drawing 10 differs in the point which added the outputted image switching circuit 89 from the composition of drawing 8. The outputted image switching circuit 89 outputs a switching signal to the memory control circuit 87, and controls whether read-out is performed from which still picture memories 82 and 83.

[0086]Thereby, the movement quantity of a photographic subject becomes possible [switching whether the minimum picture signal is outputted or the picture signal near the freeze execution is outputted].

[0087]In the electronic endoscope device constituted in this way, the memory control circuit 87 controls read-out from the still picture memories 82 and 83 not only by a minimum detection result but by the switching signal from the outputted image switching circuit 89. That is, if a freeze indication signal is supplied to the memory control circuit 87 by the freeze instruction

circuit 88, the memory control circuit 87 will read and output first one side of the picture signals currently written in the still picture memories 82 and 83 by it based on the switching signal from the outputted image switching circuit 89.

[0088]That is, movement quantity carries out switchover control of whether few picture signals are made to output or the picture signal near the frieze execution is made to output with the switching signal of the outputted image switching circuit 89.

[0089]For example, it is shown in drawing 9 (a). In the timing of a seal, an operator shall perform frieze directions. If it does so, the picture signal C7 in a memory which writing control to a still picture memory is no longer performed, and is then written in in the still picture memory 82 and the still picture memory 83, and the picture signal specified by the switching signal among A4 will be outputted. That is, when reading and outputting picture signal A4 in a memory, and outputting the picture signal near the frieze execution with a switching signal, when it is directed that a color gap outputs few picture signals is directed, the picture signal C7 in a memory is read and outputted.

[0090]Of course, a still picture output can be changed any number of times until it lifts a frieze indication instruction.

[0091]Thus, in the example of drawing 10, the same effect as the example of drawing 8 is acquired, and the still picture which an operator wishes to have can be chosen and outputted.

[0092]The composition of apply [it] shown in drawing 8 and drawing 10 is clear even if picture signals are any of NTSC system and a PAL system.

[0093]By the way, in the imaging device of a plane sequence following formula, the color shift which is a defect of the color reproduction nature generated according to the difference of the sampling time of sexual desire news may arise.

[0094]Drawing 11 thru/or drawing 15 show the composition for reducing such a color shift in an animation. A timing chart, drawing 14, and drawing 15 for the block diagram in which drawing 11 shows the composition of an electronic endoscope device, the block diagram in which drawing 12 shows the concrete composition of the synchronization circuit in drawing 11, and drawing 13 to explain operation of the memory of drawing 12 are a chart for explaining operation. In drawing 11, identical codes are given to the same component as drawing 8, and explanation is omitted.

[0095]The electronic endoscope device of drawing 11 has the video signal processing section 101. The video signal processing section 101 differs in the composition of expansion / reducing circuit 102, and the synchronization circuit 103 from the video signal processing section 69 of drawing 7.

[0096]The digital video signal of A/D converter 71 is supplied to expansion / reducing circuit 102. Expansion / reducing circuit 102 performs expansion/reducing process to the inputted video signal, and outputs it to the synchronization circuit 103. The synchronization circuit 103 carries out synchronization of the inputted video signal to a RGB code.

[0097]Drawing 12 shows the concrete composition of the synchronization circuit 103. In drawing 12, the video signal from expansion / reducing circuit 102 is supplied to the R memory 112, the G memory 113, the B memory 114, the delay memory 115, and the delay memory 116. The field sequential video signal inputted, respectively is held according to the color of R, G, and B, and R, G, and the B memories 112 thru/ or 114 output it simultaneously.

[0098]The delay memory 115 of the color gap mitigation circuit 98 delays one field period of inputted field sequential video signals, outputs them, and the delay memory 116 delays four field periods of inputted field sequential video signals, and it outputs it. The output of the delay memory 115,116 is supplied to the subtractor 94. The subtractor 94 is outputted to the multipliers 95 thru/ or 97 in quest of the difference of the field sequential video signal before and behind 3 field periods. A coefficient is given to the multipliers 95 thru/ or 97, respectively, and the multipliers 95 thru/ or 97 carry out the multiplication of these coefficients and outputs of the subtractor 94, and output them to the adding machines 91 thru/ or 93. The adding machines 91 thru/ or 93 add the output of R, G, and the B memories 112 thru/ or 114, and the output of the multipliers 95 thru/ or 97, and output them to the display control circuit 73, respectively.

[0099]In the synchronization circuit constituted in this way, the field sequential video signal outputted from expansion / reducing circuit 102 is inputted into the memories 112 thru/ or 114 for carrying out synchronization to R, G, and B signal. in this case, a plane sequence -- each R [following], G, and B signal are independently written in the R memory 112, the G memory 113, and the B memory 114. From the memories 112 thru/ or 114, synchronization of the video signal according to each color is carried out, and it is outputted.

[0100]On the other hand, one field period of field sequential signals from expansion / reducing circuit 102 are delayed by the delay memory 115 of the color gap mitigation circuit 98 for making a color gap reduce. Similarly, four field periods of field sequential signals are delayed by the delay memory 116. The output of the delay memory 115,116 is given to the subtractor 94, and the difference for every color of the field sequential signals of the same color before and behind 3 field periods, i.e., movement quantity, is called for. The multiplication of the specific coefficient from which this difference differs in RGB each field unit in the multipliers 95 thru/ or 97 is carried out.

[0101]Drawing 14 shows this coefficient. In the timing to which red difference is outputted from the subtractor 94. In the timing to which the multipliers 95 thru/ or 97 carry out the multiplication of the coefficient 0, d, and the f, respectively, and green difference is outputted from the subtractor 94. The multipliers 95 thru/ or 97 carry out the multiplication of the coefficient a, 0, and the e, respectively, and the multipliers 95 thru/ or 97 carry out the multiplication of the coefficients b and c and 0 in the timing to which blue difference is outputted from the subtractor 94, respectively.

[0102]When picturized by field sequential, the image picks of RGB differ serially and the field data of each color is updated every 3 fields. That is, between the 3 fields, since each color is not

updated, when a pacey photographic subject is picturized, the phenomenon of a color gap occurs. [0103]Then, he is trying to obtain the luminance level according to a motion of the color with the multipliers 95 thru/or 97 in the color gap mitigation circuit 98 by multiplying the movement quantity of eye ** field ** and other colors searched for for the movement quantity for every color by a coefficient. The output of the multipliers 95 thru/or 97 is added to R and G by which synchronization was carried out, and B signal. That is, the output of the multipliers 95 thru/or 97 was added to R and G which synchronization was carried out and were outputted, and B signal, and R and G by which color gap amendment was carried out, and B signal have been acquired from the adding machines 91 thru/or 93R, G, and the B memories 112 thru/or 114.

[0104]Next, an example is explained with reference to drawing 13.

[0105]The image data inputted from expansion / reducing circuit 102 is a monochromatic frame (image data) of R, G, and B, and the image data of an odd number field and an even number field is intermingled. By the subscript n's choosing the image data of R_n , G_n , and B_n as small order for every field, and repeating it cyclically by the chip select controller for lights which is not illustrated, the monochromatic plane sequence of R, G, and B -- next image data is distributed to the memory bank of R, G, and B, respectively, and it writes in a frame memory.

[0106]On the other hand, read-out from a frame memory is controlled by the chip select controller for a lead which is not illustrated so that the 3 fields of field data may be continuously read from the field immediately after performing writing. In this case, in consideration of an interlaced display, the data of the field which was in agreement with the field information of video synchronizing signals is read.

[0107]The color gap mitigation circuit 98 computes the difference of the data by which one field period of field sequential signals were delayed, and the data delayed four field periods with the memory 115,116 and the subtractor 94. In this case, the field to read is the field which was in agreement with the field information of video synchronizing signals like the above.

[0108]Thereby, the movement quantity before and behind renewal of a memory is extracted for every field in the same colors of R, G, and B. R, G, and B signal can be made to update not for every 3 conventional fields but for every field by adding this movement quantity to the movement quantity of each color component.

[0109]For example, R signal is explained. Red frame data is written in the R memory 112 among plane sequence next data by the 4th frame in drawing 13. At the 5th frame, the output of the delay memory 115,116 is set to R_1 and R_0 , respectively, and is this difference $\Delta = R_1 - R_0$ is outputted from the subtractor 94. Since the multiplication coefficient in this case is 0 as shown in drawing 14, the data after amendment of R memory output does not change with R_1 .

[0110]Next, in the 6th frame, the difference of the delay memory 115,116 is $\Delta = G_1$. It is set to $-G_0$. Since the multiplication coefficient at this time is a, the data after amendment of R memory 112 output is $(R_1 + a\Delta)$. Next, at the 7th frame, the difference of the delay memory 115,116 is $\Delta = B_1$. It is set to $-B_0$. Since the multiplication coefficient at this time is b, the

data after amendment of R memory 112 output is $R1$. It is $+b\delta$.

[0111] Thus, the movement quantity of other updated colors is detected, data can be updated for every field and, thereby, a color gap can be made to reduce by adding only the movement quantity also in the field where data is not updated conventionally.

[0112] Although operation was explained about R signal, it is the same also by G and B signal.

[0113] Although explained taking the case of the method of presentation of interlace, it is clear that it is applicable also like the method of presentation of a non-interlaced method.

[0114] The example shown in drawing 15 is also considered as a coefficient given to the multipliers 95 thru/or 97. That is, what shows the kind of movement quantity and the relation of the multiplication coefficient for amendment in the table of drawing 15 is used.

[0115] Drawing 15 summarizes the coefficient which carries out multiplication to movement quantity $**$ of a color gap. The value which carried out the multiplication of this coefficient is added to the output of a synchronization memory. As shown in drawing 15, the multiplication coefficient of the ingredient added to B memory output to movement quantity δ of R] R and the multiplication coefficient of the ingredient added to R memory output to movement quantity δ of B] B have a relation of a reciprocal mutually. This takes into consideration that the ratio of the image pick-up gain of other colors is constant to the image pick-up gain of each color of R, G, and B.

[0116] By using such a coefficient, inquiring as a multiplication coefficient should just determine the relation of a gain about three kinds of combination, R-G (coefficient: a), R-B (coefficient: b), and G-B (coefficient: c).

[0117] [Additional remark]

(1) The driving means which reads the electric charge which made accumulate the electric charge based on an optical image in a solid state image pickup device in exposure time, and was accumulated in the light shielding period by a multiple channel, and is made to output as a video signal, By performing read-out from two or more memory measures which are established in a patient circuit and hold the video signal of the multiple channel from said solid state image pickup device, respectively, and said two or more memory measures at said exposure time and a light shielding period, An electronic endoscope device possessing the reading means made to output to whether Time Division Multiplexing of the video signal of said multiple channel is carried out, and the secondary circuit which carried out frequency conversion and was electrically insulated with said patient circuit.

[0118] (2) Light equipment which performs exposure of the illumination light, and protection from light to an object image with a RGB turnable filter, An electronic endoscope device which transmits a signal to a secondary circuit after having a memory means in the drive circuit of the solid state image pickup device which reads a video signal from a solid state image pickup device to a light shielding period, and the patient circuit which memorizes said video signal and performing frequency conversion of a video signal by said memory means.

[0119](3) Electronic endoscope **** which transmits a signal to a secondary circuit after performing frequency conversion and Time Division Multiplexing by two or more memory means in the patient circuit which memorizes the video signal read from two or more horizontal transferring paths, and said two or more memory means.

[0120](4) In the electronic endoscope which has at a tip a solid state image pickup device which has two or more horizontal transferring paths, and outputs two or more video signals, and the electronic endoscope device with which it is removable and an electronic endoscope performs signal processing of a video signal, An electronic endoscope device having a gain-adjustment means to adjust the gain of two or more video signals outputted from an electronic endoscope, respectively, in an electronic endoscope device, and having a memory measure holding the information which performs gain control of two or more gain-adjustment means in an electronic endoscope.

[0121](The background of the additional remark paragraph 4)

(Conventional technology) An endoscope came to be widely used for the diagnosis in a medical field, the therapy using a treatment implement, etc. in recent years. Several kinds of electronic endoscopes which furthermore used image sensors, such as a charge coupled device (CCD), for the imaging means are also used.

[0122]An electronic endoscope device comprises said electronic endoscope, light equipment which supplies the illumination light to an endoscope, a video processor which obtains the video signal of an object image by said imaging means, and a television monitor which projects the video signal of this video processor.

[0123]These days, CCD of a high pixel comes to be used as an imaging means of an electronic endoscope, and since drive frequency became high, the driving condition is severe.

[0124]Therefore, two or more horizontal transfer registers are given to CCD, and there are some which make drive frequency low by reading the signal charge of two or more lines simultaneously. In this case, within said video processor, the dispersion amendment and filtering between channels are performed and the video signal read simultaneously is restored.

[0125]In an electronic endoscope, since CCD which is an imaging means is in an endoscope tip part, the cable which transmits the cable which drives CCD, and the output signal of CCD becomes long. Therefore, in the case of CCD with two or more channels, cable dispersion between each channel poses a problem. A CCD simple substance also has FDA (floating diffusion amplifier) for every channel, and has dispersion. Since dispersion between channels serves as pinstripes on a television monitor and is visible, the processing which amends this within a video processor is needed.

[0126]In Japanese Patent Application No. No. 9.91056, in the electronic endoscope device which can connect the endoscope provided with 2 line read-out CCD, these people calculated the level difference coefficient between channels, and have proposed the electronic endoscope device which performs level difference amendment between channels at the same time they perform

white balance correction.

[0127](Object of the Invention (purpose)) Amend the pinstripes produced according to the individual difference (varying between the channels of CCD dispersion of a cable) of an electronic endoscope, or gain dispersion, and obtain a high-definition endoscope image.

[0128](The means for solving a technical problem and operation) In the conventional electronic endoscope device, when performing white balance correction, the tip of an endoscope is inserted into the pipe for white balance correction with a white inside, and an operation switch etc. perform white balance amendment on a basis with the proper amount of illumination light.

[0129]However, as for a ***** case, level difference amendment is not appropriately performed in white balance amendment on unsuitable conditions -- forget white balance correction at the time of exchange of an electronic endoscope, or the amounts of illumination light are insufficient -- but since it becomes pinstripes and appears on a screen as a result, it is the cause of image quality deterioration.

[0130]In the electronic endoscope which has at a tip CCD which has two or more horizontal transferring paths, and outputs two or more video signals in this invention, and the electronic endoscope device with which it is removable and an electronic endoscope performs signal processing of a video signal, It had a memory measure holding the information which performs gain control of two or more gain-adjustment means in the electronic endoscope, and dispersion between channels is amended by performing gain correcting within an electronic endoscope device based on the information from a memory measure.

[0131](5) By the photoelectric conversion means which carries out photoelectric conversion of the object image in which image formation was carried out by the image formation optical system, and acquires a picture signal. The 1st image storing means that memorizes the acquired input picture signal, and the motion detecting means which detects the movement quantity of a photographic subject from said input picture signal, In the electronic endoscope device possessing the image freeze processing unit which equips said 1st image storing means with the still picture directing means which emits the still picture indication signal which makes a still picture memorize, The 2nd image storing means that memorizes said input picture signal connected to said 1st image storing means and parallel, The minimum value detecting means which detects the minimum of movement quantity, respectively and outputs it in predetermined time which is different in the movement quantity outputted from said motion detecting means, The directing means between minimum patent periods which directs minimum reset to said minimum value detecting means at the time of the start between said each patent period, According to the output of said minimum value detecting means, the storage operation of said input picture signal to said 1st and 2nd image storing means is controlled, The image storage/output control means to which the movement quantity of a photographic subject carries out the output control of the still picture from the image storing means which has memorized said few input picture signals in said input picture signal which was started by the still picture

indication signal from said still picture directing means, and was memorized by said 1st and 2nd image storing means, An electronic endoscope device characterized by preparation *****.

[0132](6) An electronic endoscope device given in the additional remark paragraph 5 equipping said 1st and 2nd image storing means with the outputted image switching means which can carry out the change output control of either among the picture signals memorized, respectively.

[0133](The background of the additional remark paragraphs 5 and 6)

(Conventional technology) There is JP,8-13302,B as conventional technology of the electronic endoscope device which reduced the color gap.

[0134](Object of the Invention) The problem of JP,8-13302,B, In the process in which a memory measure is made to memorize a still picture with few color gaps, since the storage update of coincidence with an inputted image and a certain inputted image which carried out the specified time lag, and the picture which judged with the still picture and the animation more inharmonious, and was judged to be a still picture is carried out to a memory measure, Since the still picture judging by that it is judged as a still picture and memory of a memory measure is updated, said coincidence, and disagreement is performed even if there is more movement quantity of a photographic subject than the picture signal memorized by the memory measure if in agreement, It is that the picture signal of the neighborhood where the operator performed the frieze cannot obtain as a still picture certainly, but may output a time quite old still picture.

[0135](Purpose) In between a certain different minimum patent periods in order to acquire the picture signal which does not have the color gap near the frieze certainly as a still picture, the purpose of this invention the movement quantity of a photographic subject, A separate image storing means is made to memorize the picture signal with which the movement quantity of the photographic subject became the minimum, respectively, In order that an operator may get a still picture, when a frieze indication instruction is executed, a color gap is making few (the movement quantity of a photographic subject is the minimum) picture signals output from an image storing means immediately after frieze indication instruction execution among the picture signals which the separate image storing means was made to memorize.

[0136]Other purposes the picture signal with which the movement quantity of the photographic subject became the minimum between a certain different minimum patent periods, respectively, In order that a separate image storing means may be made to memorize and an operator may get a still picture, when a frieze indication instruction is executed, it is carrying out the change output of the picture which which picture signal's was made to output among the picture signals which the separate image storing means was made to memorize, or the operator's could set up, and was set up from an image storing means.

[0137](7) The imaging means which picturizes the photographic subject illuminated one by one by the illumination light of a different wavelength castle, The 1st memory measure that memorizes this picture signal by which the sequential image pick-up was carried out according to a color, and outputs it simultaneously, the inside of this picture signal by which the sequential

image pick-up was carried out -- the field image of one of odd number even number -- with selection or a frame image -- a plane sequence -- with the 2nd memory measure to which the following picture is made to output. This picture signal by which the sequential image pick-up was carried out by the illumination light of the same color as the output of said 2nd memory measure And the 3rd memory measure to which this field image at least one or more cycles before a plane sequence next cycle is made to output rather than the picturized picture, In the electronic endoscope device possessing the calculating means in which said 1st [the] thru/or the operation to the output of the 3rd memory measure is possible, The movement quantity of the imaging data of the same color is computed for every field or every frame by subtracting the output of said 2nd memory measure to said 3rd memory measure, An electronic endoscope device adding the result of having multiplied this value by a different coefficient according to each color to the output of the 1st memory measure of a different color from said same color.

[0138](The background of the additional remark paragraph 7)

(Conventional technology) The electronic formula endoscope which used solid state image pickup devices, such as CCD, for the imaging means is widely used as a means to observe the affected part in the living body etc. in recent years. There is an electronic formula endoscope of the screen which illuminated the photographic subject one by one by illumination light of different wavelength, such as red, green, and blue, and was picturized under the lighting of each wavelength, respectively, i.e., the plane sequence following formula which combine an ingredient picture and obtains a color picture, in said electronic endoscope. In the imaging device of such a plane sequence following formula, there are be [many image pick-up cells of said solid state image pickup device to one wavelength area / therefore] the strong points in which the resolution of an imaging screen is good, compared with the simultaneous-type imaging device which used white light for the illumination light and has arranged the mosaic color filter in the front face of an imaging surface of a solid state image pickup device.

[0139]However, in said frame sequential method, in order to acquire the picture for one color picture, the color picture of an ingredient in which imaging time differs is compounded. For this reason, if there is a motion relatively between a photographic subject with a motion, or an imaging means and a photographic subject, the compound color picture will be different from the color of an original photographic subject. The defect of such a fault, i.e., the color reproduction nature generated according to the difference of the sampling time of each sexual desire news, is called color gap. As a generation factor of said color gap, not only the motion mentioned above but when zooming is applied, for example, it generates.

[0140]In order to solve an above-mentioned problem, for example in JP,9-102958,A. In a means to decrease the output signal level of the picture signal according to each color to $1/3$, $2/3$, and $3/3$, and the picture signal in front of the 3 fields, Each chrominance signal acquired every 3 fields conventionally can be acquired as a signal corresponding for every field by providing a means to decrease the output signal level to $3/3$, $2/3$, and $1/3$, and adding these one by one,

respectively.

[0141](Object of the Invention and the purpose), however this proposal have only interpolated serially the picture image data updated every 3 fields for every color, and do not reflect a motion of actual imaging data.

[0142]An object of this invention is to reduce a color gap of an animation by making the movement quantity of each color detected with the field sequential frame signal reflect in the field sequential video signal of all RGB paying attention to this point.

[0143](The means for solving a technical problem and operation effect) The electronic endoscope device of this invention, The imaging means which picturizes the photographic subject illuminated one by one by the illumination light of a different wavelength band, The 1st memory measure that memorizes this picture signal by which the sequential image pick-up was carried out according to a color, and outputs it simultaneously, the inside of this picture signal by which the sequential image pick-up was carried out -- the field image of one of odd number even number -- with selection or a frame image -- a plane sequence -- with the 2nd memory measure to which the following picture is made to output. This picture signal by which the sequential image pick-up was carried out by the illumination light of the same color as the output of the 2nd memory measure And the 3rd memory measure to which this field image at least one or more cycles before a plane sequence next cycle is made to output rather than the picturized picture, In the endoscope imaging device possessing the calculating means in which said 1st [the] thru/or the operation to the output of the 3rd memory measure is possible, The movement quantity of the imaging data of the same color is computed for every field or every frame by subtracting the output of said 2nd memory measure to said 3rd memory measure, The result of having multiplied this value by a different coefficient according to each color is added to the output of the 1st memory measure of a different color from said same color.

[0144]In this invention, in the RGB code by which synchronization was carried out by the synchronization means, difference with the video signal of the same color before the field sequential signal of one of RGB picturized as a field sequential signal is updated is detected, the multiplication of the specific coefficient is carried out to this difference, and it adds to the synchronization signal of other two colors which are not updated.

[0145]

[Effect of the Invention]As explained above, according to this invention, the isolation element between a patient circuit and a secondary circuit is reduced, and it has the effect that cost and the consumed electric currents are reducible, by reducing the using frequency of an isolation element.

DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1]The block diagram showing the 1 embodiment of a starting-this invention electronic

endoscope device.

[Drawing 2]The explanatory view showing read-out from CCD.

[Drawing 3]The flow chart for explaining operation of a 1st embodiment.

[Drawing 4]The block diagram showing a 2nd embodiment.

[Drawing 5]The timing chart for explaining operation of a 2nd embodiment.

[Drawing 6]It is a block diagram showing the modification of the electronic endoscope device which made level difference amendment easy.

[Drawing 7]The block diagram showing other electronic endoscope devices.

[Drawing 8]The block diagram showing the composition of the image freeze processing unit in the display control circuit in drawing 7.

[Drawing 9]The flow chart for explaining operation of the electronic endoscope device of drawing 7.

[Drawing 10]It is a block diagram showing other examples of an image freeze processing unit.

[Drawing 11]The block diagram showing the composition of other electronic endoscope devices.

[Drawing 12]The block diagram showing the concrete composition of the synchronization circuit in drawing 11.

[Drawing 13]The flow chart for explaining operation of the electronic endoscope of drawing 11.

[Drawing 14]The chart for explaining operation of the electronic endoscope device of drawing 11.

[Drawing 15]The chart for explaining operation of the electronic endoscope device of drawing 11.

[Description of Notations]

1 [-- CCD, 26 27 / -- A memory, 28 / -- Photocoupler] -- An electronic endoscope, 2 -- A video processor, 3 -- Light equipment, 5